

VŠB- Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra výrobních strojů a konstruování

Přípravek pro prostorovou repozici
The Tool for Bone Three-Dimensional Reposition

Student: Jakub Povýšil
Vedoucí bakalářské práce: Ing. Oldřich Učeň, Ph.D.

Ostrava 2014

Zadání bakalářské práce

Student:	Jakub Povýšil
Studijní program:	B2341 Strojírenství
Studijní obor:	2302R010 Konstrukce strojů a zařízení
Specializace:	21 Konstrukce výrobních strojů a zařízení
Téma:	Přípravek pro prostorovou repozici The Tool for Bone Three-dimensional Reposition

Zásady pro vypracování:

Navrhnete přípravek pro prostorovou repozici zlomených částí kostí při operaci patní kosti (variantně při zlomeninách pilonu). Přípravek musí umožňovat distrakci i kompresi mezi vetknutými šrouby. Zároveň musí umožňovat prostorové natáčení pro dosažení správné repozice. Přípravek bude ve své konstrukci využívat standardní kostní šrouby pro zevní fixaci průměru 4, 5 nebo 6 mm. Poloha musí být přestavitelná s možností fixace po dobu zavedení fixačních implantátů. Poloha zavedených repozičních šroubů musí umožňovat zavedení intramodulárního hřebu (C-NAIL). Úhlové přestavení musí umožňovat min. 30 stupňů. V rámci řešení navržen přípravek, který je možné používat na operačním sále. Vlastní konstrukce přípravku musí odpovídat požadavkům na zdravotnické prostředky pro opakovatelné použití. Pro konstrukci dílů musí být použity materiály, které umožní mytí, desinfekci a sterilizaci. Variantně je vhodné navrhnout přípravek tak, aby bylo možné použít rentgen transparentní materiály. Přípravek musí být variabilní tak, aby byl použitelný pro různé typy šroubů. Přípravek je určen pro správné zacílení K drátu, vrtáku a pro zavedení vlastního šroubu.

Vypracujte:

1. Technickou zprávu s popisem funkce navrhovaného zařízení se všemi nezbytnými výpočty.
2. Konstrukční návrh přípravku pro repozici.
3. Pevnostní kontrolu důležitých uzlů.
4. 2D výkresovou dokumentaci.
5. 3D návrh řešení přípravku se zhotovením plastového modelu technologií rapid prototyping.

Seznam doporučené odborné literatury:

ČSN 01 6910. *Úprava písemností psaných strojem nebo zpracovaných textovými editory*. Praha: Český normalizační institut, srpen 1997. 36 s.
Leinveber, J., Řasa, J., Vávra, P. *Strojnické tabulky*. 3. vyd. Praha: Scientia, 1999, 985 s. ISBN 80-7183-164-6.
NĚMČEK, M.: *Řešené příklady z částí a mechanismů strojů*. 2. vydání. Skripta VŠB-TU Ostrava, 2008, ISBN 978-80-248-1782-8.
Literární řešerše zpracovaná v rámci Ročníkového projektu.
Podklady firmy MEDIN, a.s.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Oldřich Učeň, Ph.D.**

Datum zadání: 17.02.2014

Datum odevzdání: 19.05.2014



doc. Dr. Ing. Ladislav Kovář
vedoucí katedry



doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě

.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě

.....

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Jakub Povýšil

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Ohrada 1848, Vsetín, 755 01

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

POVÝŠIL, Jakub. *Přípravek pro prostorovou repozici: Bakalářská práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra výrobních strojů a konstruování, 2014, 81 s. Vedoucí práce: Ing. Učeň, Oldřich Ph.D.

Hlavním cílem této bakalářské práce je navržení přípravku sloužícího pro prostorovou repozici při zlomeninách patní kosti a posouzení jeho vhodnosti použití na operačním sále. Na základě teoretických poznatků je navrženo sedm variant konstrukčního řešení přípravku s uvedenými výhodami a nevýhodami. U přípravku, který nejvíce splňoval požadavky praxe, byly provedeny pevnostní výpočty důležitých konstrukčních uzlů. Pevnostní analýza byla provedena metodou konečných prvků. Přípravek vychází z principu pohybu šroubů zavrtaných do částí kostních úlomků. Umožňuje distrakci a kompresi mezi vetknutými šrouby, prostorové natáčení a výhodou je jednoduché upnutí. Cíle této práce bylo dosaženo a dle názorů oslovených lékařů bude možno přípravek používat na operačním sále. Vytvořeno v rámci řešení projektu TA03010804 - *Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky*.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

POVÝŠIL, Jakub. *The Tool for Bone Three-Dimensional Reposition: Bachelor thesis*. Ostrava: VŠB-Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, department of production machines and design, 2014, 81 p. Thesis head: Ing. Učeň, Oldřich Ph.D.

The main goal of this work is designing a fixation facility which could be used in operating rooms. This facility serves for calcaneus reposition in fractures. Based on the theoretical findings, there are various designs of the above mentioned product described with their advantages and disadvantages. The most convenient one, which would suit for the medical purposes, was analysed in details. The strength calculation of important constructional joints was performed using the method of ultimate elements. The function of this facility is based on the principle of screws drilled into the fragments of the bones. And thus, the distraction, compression and extension movement in between the screws is possible. The main advantage is a simple way of tightening. According to the physicians who participated on this project this product is applicable in operating rooms and so, the aim of this work was completed. Created in the frame of the project TA03010804 - *Osteosynthesis of Leg and Arm Fractures*.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZNAČEK A SYMBOLŮ	9
SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ	12
ÚVOD.....	14
1 KOSTI.....	15
1.1 Patní kost	16
2 ZLOMENINY PATNÍ KOSTI.....	17
2.1 Historie léčení zlomenin patní kosti.....	18
2.2 Klasifikace zlomenin	19
2.3 Orientační úhly.....	21
3 PROSTŘEDKY SLOUŽÍCÍ K NÁPRAVĚ PORANĚNÍ	23
3.1 Fixátory.....	23
3.1.1 Fixátory pro patní kost	24
3.2 Distraktory	27
3.2.1 Distraktory pro patní kost	28
4 OSTEOSYNTETICKÉ MATERIÁLY	30
5 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ PŘÍPRAVKU	32
5.1 Požadavky na přípravek	32
5.2 Varianty navržených přípravků.....	36
5.3 Výsledné konstrukční řešení přípravku	46
6 PEVNOSTNÍ VÝPOČTY.....	49
6.1 Výpočet únosnosti svěrného spoje střední svorky	49
6.2 Pevnostní kontrola pohybového šroubu	54
6.3 Výpočet výšky matice h pohyblivé upínky	58
6.4 Výpočet sil působících na Schanzův šroub	60
6.5 Výpočet sil působících na pouzdra umístěná na Schanzově šroubu	61
6.6 Výpočet kolíku v pevné koncovce	64

7	PEVNOSTNÍ ANALÝZA	66
	ZÁVĚR	72
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	74
	SEZNAM PŘILOŽENÝCH VÝKRESŮ	78
	OBSAH CD-ROMU	78
	PŘÍLOHA	79

SEZNAM POUŽITÝCH ZNAČEK A SYMBOLŮ

Označení	Jednotka	Význam
D_v	[mm]	vnější průměr výstředníku
D_l	[mm]	malý průměr závitu matice
F	[N]	utahovací síla
F_a	[N]	axiální síla
F_{max}	[N]	maximální síla vyvozená rukou
F_o	[N]	osová síla ve šroubu
F_{ot}	[N]	osová síla v táhle upínacího mechanismu
F_{ox}	[N]	síla působící v ose šroubu
F_{oy}	[N]	síla působící kolmo k ose šroubu
F_T	[N]	třecí síla mezi výstředníkem a podložkou
$F_{T\check{c}}$	[N]	třecí síla mezi výstředníkem a čepem
F_t	[N]	třecí síla v závitu
F_U	[N]	upínací síla
F_{UP}	[N]	síla na páce výstředníku
H_l	[mm]	nosná výška závitu
L_l	[mm]	délka páky
M_M	[N·m]	moment tření na hlavě šroubu
M_k	[N·m]	krouticí moment
M_u	[N·m]	utahovací moment
M_Z	[N·m]	moment tření na závitu
P	[mm]	rozteč závitu
P_h	[mm]	stoupání závitu
R_e	[MPa]	mez kluzu
R_m	[MPa]	jmenovitá pevnost materiálu v tahu
S	[mm ²]	průřez jádra šroubu
W_k	[mm ³]	průřezový modul v krutu
a	[mm]	styčná šířka ramene vidlice
b	[mm]	šířka koncovky
d	[mm]	velký průměr závitu
d_k	[mm]	průměr kolíku

d_s	[mm]	velikost hlavy šroubu
d_{sch}	[mm]	průměr Schanzova šroubu
d_t	[mm]	průměr vodicí tyče
d_v	[mm]	průměr čepu výstředníku
d_2	[mm]	střední průměr závitu
d_3	[mm]	malý průměr závitu
e	[mm]	výstřednost
f	[1]	součinitel smykového tření ve stykové ploše
f_m	[1]	součinitel tření na dosedací ploše hlavy šroubu
f_z	[1]	součinitel smykového tření na závitu
h	[mm]	výška matice pohyblivé upínky
i	[1]	počet šroubů
k_s	[1]	součinitel statické bezpečnosti
l	[mm]	délka náboje
l_v	[mm]	délka výstředníku
l_p	[mm]	délka otvoru pouzdra
n	[1]	bezpečnost spoje
n_z	[1]	počet chodů závitu
p	[MPa]	měrný tlak
p_D	[MPa]	dovolený měrný tlak
p_{max}	[MPa]	tlak v dotykové ploše
p_1	[MPa]	tlak ve styčné ploše kolíku s vidlicí
p_2	[MPa]	tlak ve styčné ploše kolíku s koncovkou
r	[mm]	rameno, na kterém působí síla vyvozená rukou
z	[1]	počet závitů
α	[°]	úhel profilu, Böhlerův úhel
α'	[°]	úhel, pod kterým působí síla na Schanzův šroub
β	[°]	úhel pootočení výstředníku, Gissanův úhel
γ	[°]	úhel stoupání závitu
μ	[1]	součinitel smykového tření
μ_c	[1]	součinitel čepového tření
π	[1]	matematická konstanta
σ_D	[MPa]	dovolené napětí

σ_{max}	[MPa]	maximální napětí superpozice
σ_{red}	[MPa]	redukováné napětí
σ_t	[MPa]	napětí v tahu
$\tau_{s\,dov}$	[MPa]	dovolené napětí v krutu
τ_s	[MPa]	namáhání smykem
φ'	[°]	redukováný třecí úhel

SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ

Tyto odborné výrazy byly převzaty z [11].

calcaneus – kost patní

dislokace – posunutí, přemístění např. úlomků zlomeniny

distrakce – roztažení

dorzální – zadní, opak je ventrální

extraartikulární – vně kloubu

fibula – kost lýtková, menší a zevní ze dvou kostí bérce, která nese minimální zátěž

fixace – znehybnění, zpevnění např. zlomeniny pomocí dlahy či sádry

fragment – úlomek kosti při zlomenině

fraktura – zlomenina, přerušení souvislosti kosti

hematom – krevní výron v hlubších tkáních podkoží, svalech, spojený s otokem

implantát – cizorodý předmět vpravený do organismu s cílem náhrady či doplnění funkce

intraartikulární – uvnitř kloubu

intramedulární – uvnitř kostní dřeně

kanylovaný šroub – osu tvoří podélný otvor pro vedení příslušných extenčních drátů

konvexní – vypuklý

konkávní – vydutý

komprese – stlačení, stisknutí

kortikální – korový

laterální – postranní, zevní, boční, mimo střed

miniinvazivní – snížení rizika a snížení doby hojení, pobytu v nemocnici i rekonvalescence

mobilizace – uvedení do pohybu

osteosyntéza – operativní léčebná metoda kostních zlomenin, při níž se úlomky kosti k sobě připoutají kovovými hřeby, šrouby a dlahami. Obvykle umožňuje časnější zatěžování končetiny a rehabilitaci, čímž zkracuje dobu nehybnosti pacienta.

prominující – vyvýšený, vyčnívající nad určitou rovinu

rehabilitace – v nejširším smyslu obnovení původního stavu, výkonnosti, soběstačnosti, pohyblivosti, pracovní schopnosti

repozice – napravení, vrácení do původní pozice

septický stav – syndrom vzniklý v důsledku reakce orgánových systémů na rozsáhlou mikrobiální infekci

spongioza – druh kostní tkáně, skládající se z kostních trámeček a nacházející se uvnitř některých kostí

subchondrální – pod chrupavkou

subtalární – pod kostí hlezenní

tibia – kost holenní

tomografie – rentgenová metoda zobrazující určitou část těla orgánu ve vrstvách „řezech“

ventrální – přední, opak je dorzální

ÚVOD

K vážným zraněním, která způsobují zdravotní komplikace, patří bezpochyby zlomeniny patní kosti. Jsou to poranění, která dlouhodobě vyřazují pacienty z běžného způsobu života. Léčba byla v minulosti spojena se závažnými následky. Řada pacientů končila s těžkým invalidním postižením. V České republice začala být operační léčbě těchto zlomenin věnována větší pozornost až po roce 2000. Významně se rozšířily možnosti rekonstrukční chirurgie. Díky novým přístupům a implantátům doznala operační léčba zlomenin patní kosti za několik posledních let značného vývoje. I přes veškerý pokrok patří zlomeniny patní kosti mezi nejzávažnější poranění pohybového aparátu. Cílem operační léčby je anatomická rekonstrukce všech kloubních ploch, obnovení výšky, délky, šířky a osy patní kosti, primárně stabilní osteosyntéza, časná rehabilitace a mobilizace pacienta.

Práci lékařů při operačním zákroku by usnadnil přípravek, který by umožňoval distrakci i kompresi mezi vetknutými šrouby a zároveň umožňoval prostorové natáčení pro dosažení správné repozice úlomků kostí.

Mým cílem bylo tedy navrhnout přípravek, který by sloužil lékařům při operaci zlomenin patní kosti k repozici úlomků patní kosti zpět do původní polohy a k jejich následné fixaci ve správném postavení při využití patního hřebu C-NAIL od firmy Medin.

1 KOSTI

Kosti jsou orgány žlutobílé barvy, tvrdé a zároveň částečně pružné. Podle velikosti a tvaru rozeznáváme kosti dlouhé, krátké a ploché.

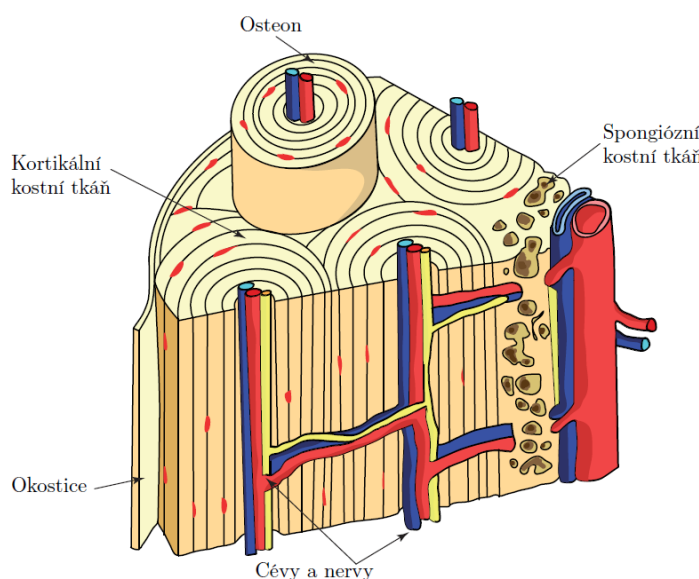
Střední část dlouhých kostí se nazývá tělo, diafýza, konce obvykle rozšířené, označujeme jako epifýzy. Dlouhé kosti tvoří kostru končetin, například kost holenní. Ke kostem krátkým počítáme například kosti zápěstní nebo kost patní. Kosti krátké tvoří zpravidla větší kostěné celky, navzájem pohyblivě spojené. Kosti ploché jsou poměrně tenké, patří k nim například kosti klenby lebeční či lopatky.

Kosti mají funkci ochrannou, opěrnou a podpěrnou, biomechanickou funkci pák atd. Jsou krvotvorným orgánem a slouží jako zásobárna minerálních látek.

Rozeznáváme dva základní druhy spojení kostí. Pevné spojení pomocí pojivové tkáně (vazivo, chrupavka a kost) a pohyblivé spojení dotykem dvou nebo více kloubních ploch.

Na povrchu kosti se nachází tenká, tuhá blána okostice. Okostice je bohatě prokrvená, je citlivá a bolestivá. Zabezpečuje výživu kostí a srůstání kostí při zlomeninách. Vnitřní stavba kostí (viz obr. 1.1) není u všech typů kostí stejná.

U kostí typu dlouhého je tělo duté. Dutina se nazývá dřeňová, vyplňuje ji kostní dřeň. Dutinu dřeňovou obklopuje kost hutná. Dutina dřeňová nezasahuje až do konců dlouhé kosti. Ty vyplňuje systém vzájemně se křížících trámců. V krátkých kostech není vytvořena dutina dřeňová. Na povrchu těchto kostí je kost korová, dále vrstvička kosti hutné a uvnitř je spongióza. Dalšími složkami kostí jsou cévy a nervy. [3] [12]



Obr. 1.1 Stavba kostní tkáně [5]

1.1 Patní kost

Patní kost, calcaneus je největší a nejmasivnější z kostí nohy. Má tvar čtyřbokého hranolu. V kostře nohy tvoří zadní a dolní oddíl, který přejímá část váhy těla z hlezenní kosti a přenáší ji na podložku. Zadní oddíl kosti reprezentuje kostěný podklad paty.

Rozlišujeme na ní šest ploch (viz obr. 1.2):

Zadní plocha je konvexní a vybíhá v mohutný patní hrbol. Hrbol je dole širší a směrem nahoru se zužuje. Do jeho dolní, drsné poloviny se upíná šlacha trojhlavého lýtkového svalu, tzv. Achillova šlacha.

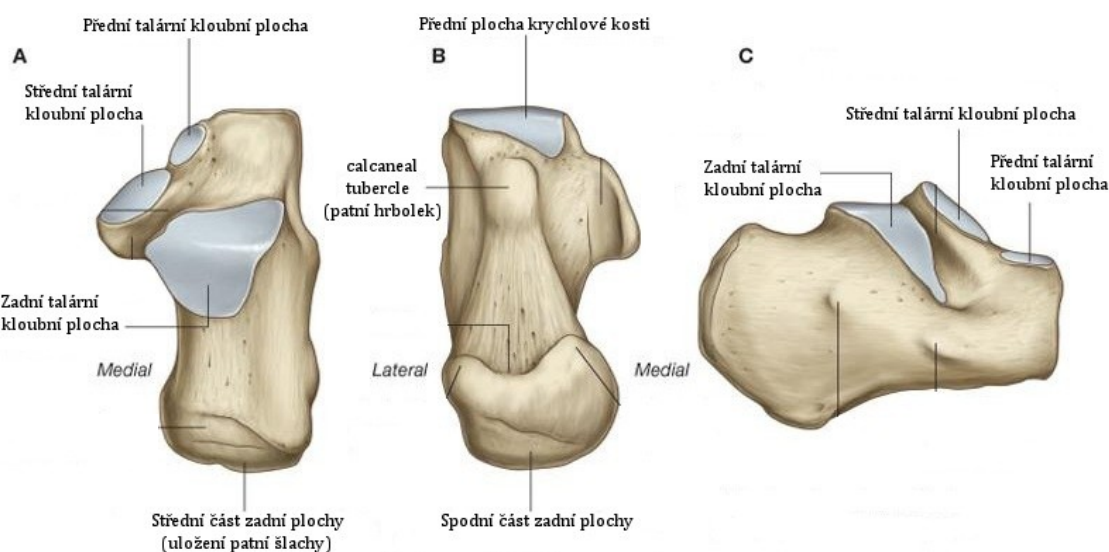
Horní plocha patní kosti má nepravidelný tvar, protože z palcové strany vybíhá do horní plochy podpěra hlezenní kosti. Na horní ploše jsou tři kloubní plošky odpovídající stejným ploškám talu.

Spodní plocha kosti je ze všech ploch nejúžší. Má přibližně obdélníkový tvar s drsným a velmi nerovným povrchem. Výraznější hrbolky a políčka představují místa začátku nožních svalů a vazů.

Přední plochu patní kosti zcela pokrývá kloubní plocha krychlové kosti. Je obvykle čtyřhranná a nápadně zvlněná.

Vnitřní (palcová) plocha patní kosti je silně konkávní a v přední části až žlábkovitá. Vyčnívá z ní nápadná kostní deska - podpěra hlezenní kosti.

Zevní (malíková) plocha je uložena velmi povrchně pod kůží, a je nepatrně konvexní. Je drsná a upínají se na ni vazivové šlachy lýtkových svalů. [2]

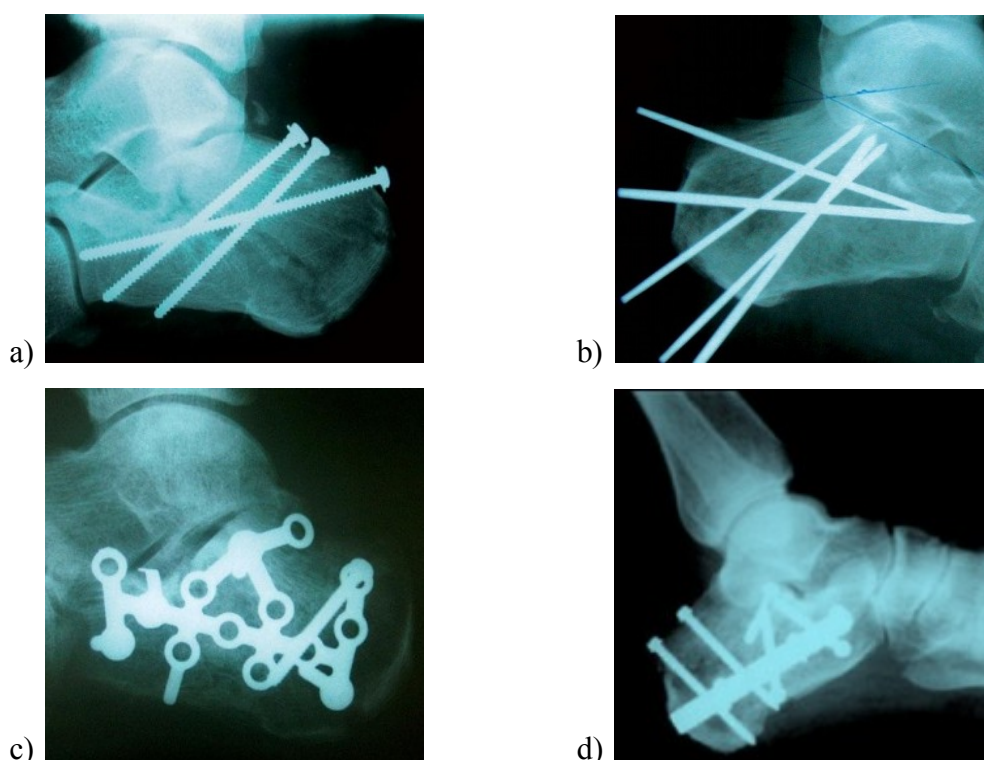


Obr. 1.2 Popis patní kosti – A) pohled z ventrální strany, B) pohled z dorzální strany, C) pohled z laterální strany [13]

2 ZLOMENINY PATNÍ KOSTI

Při chůzi se na patu přenáší téměř celá váha těla. I drobné poškození této kosti způsobuje obtíže při chůzi. K výraznějším komplikacím dochází při zlomeninách patní kosti, které tvoří 1–3 % všech zlomenin. Tyto zlomeniny vznikají nejčastěji při pádu z výšky. Jedná se o vážná poranění, kdy může mít pacient obtíže i při adekvátním ošetření ať již konzervativním či operativním. [14]

Po primárním ošetření, zhodnocení RTG (rentgenového záření) nebo CT (počítačová tomografie) snímků, ale také podle zhodnocení celkového stavu pacienta, typu fraktury a stavu okolních měkkých tkání lékař zvolí nejvhodnější formu ošetření zlomeniny. Pokud není potřeba zlomeninu operovat, řeší se přiložením sádrové fixace. Pokud jsou kostní úlomky posunuty, je indikována operace, jejímž úkolem je repozice (srovnání) úlomků a následná fixace, buď šrouby (viz obr. 2.1a), dráty (viz obr. 2.1b), kovovou destičkou - dlahou (viz obr. 2.1c) či patním hřebem (viz obr. 2.1d).



Obr. 2.1 Fixace patní kosti: a) kostními šrouby [15], b) dráty [15], c) přiložením dlahy [15], d) pomocí intramedulárního hřebu [16]

Hojení patní kosti je vždy dlouhodobé, trvající minimálně 3 měsíce, kdy není možné došlapování a výsledek je nejistý. Horší výsledky jsou u starších pacientů, u diabetiků či kuřáků, kde má výrazný vliv zhoršení prokrvení dolních končetin a s tím spojené poruchy hojení kostí i kůže. Při správně zvoleném typu výkonu, který je správně proveden, je prognóza poranění většinou dobrá s předpokladem obnovy, buď úplné, nebo alespoň částečné funkce poraněné končetiny. Nejlepším očekávaným výsledkem operace a následné léčby zlomenin patních kostí je návrat pacienta k plnému pohybu. [14]

2.1 Historie léčení zlomenin patní kosti

Zlomeniny patní kosti jsou staré jako lidstvo samo, což potvrzují nálezy na prehistorických kostech. Už Hippokrat v období 5. – 4. stol př. n. l. popisoval mechanismus úrazu a zaznamenal vznik hematomu, otoku, bolestivosti. Popsal i léčbu – aplikaci mastí a fixaci obinadly z plátna. Popisoval nebezpečí sněti „zčernání paty“ se vznikem „velké následné rány“. Zdůrazňoval, že léčení je zdlouhavé, má sklony ke zvrátům a popisoval septické stavy a nutnost polohování postižené končetiny.

Ve středověku se doporučovalo na zlomeniny patní kosti aplikovat „flastr“ složený z řady komponentů (plátno, koudel a dřevěné dlahy) fixovaný ke zlomeninám pomocí obinadel z plátna. Větší zájem o zlomeniny patní kosti se začal rozvíjet koncem 16. a začátkem 17. století. Objektivní pohled na tyto zlomeniny byl však umožněn až po objevu RTG paprsků v roce 1895, kdy se teprve začala rozvíjet diagnostika a léčení zlomenin. V roce 1929 určil Lorenz Böhler deformaci patní kosti u tříštivých zlomenin.

Významným pokrokem bylo navržení krvavé repozice, užití kostních štěpů a fixace zlomeniny pomocí šroubů francouzským lékařem R. Leriche.

Dalším mezníkem pro upřesnění diagnostiky zlomenin patní kosti bylo zavedení CT vyšetření, jehož vyhodnocením se vytvořily podmínky pro otevřenou repozici nitrokloubních zlomenin patní kosti s následnou dlahovou osteosyntézou. Na ortopedické klinice ve Vinohradech zavedly Omotovu metodu spočívající v manuální repozici patní kosti s následným polohováním končetiny, ledováním a funkční léčbou. Od roku 1993 začal doc. J. Stehlík provádět vlastní metodu repozice a stabilizace zlomenin patní kosti zasahujících do kloubu subtalárního a s pomocí RTG zesilovače jejich fixaci Kirschnerovými dráty.

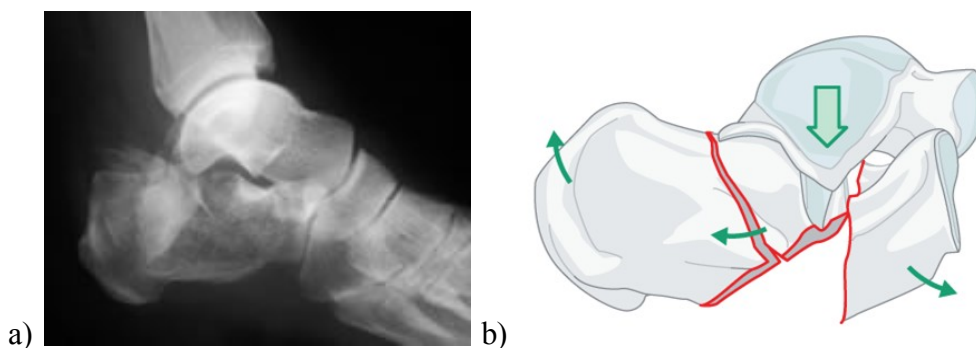
V historickém vývoji terapie se tedy střídaly postupy konzervativní i operativní léčby. [1]

2.2 Klasifikace zlomenin

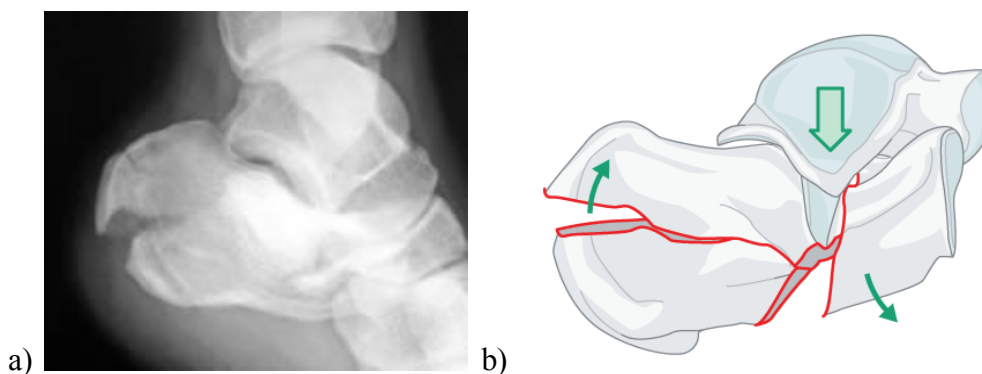
Složitost problému a názorovou nejednotnost v pohledu na zlomeniny patní kosti dokumentuje i množství navržených klasifikací. Vznik klasifikací můžeme rozdělit do dvou období, která navazovala na rozvoj rentgenologických vyšetřovacích technik. První souvisí se zavedením a klinickým rozšířením klasického RTG vyšetření a druhé s objevem a rozvojem výpočetní tomografie. [1]

- Klasifikaci založenou na RTG vyšetření vytvořil mj. Essex-Lopresti. [1]

Zlomeniny rozdělil podle mechanismu jejich vzniku – zlomeniny typu kloubně depresního (viz obr. 2.2) a typu jazykovitého (tzv. kachní zobák). (viz obr. 2.3)



Obr. 2.2 Zlomeniny kloubně depresního typu: a) RTG snímek zlomeniny [17], b) znázornění Essex-Loprestiho klasifikace [18]



Obr. 2.3 Zlomeniny jazykovitého typu: a) RTG snímek zlomeniny [17], b) znázornění Essex-Loprestiho klasifikace [18]

- Klasifikace posledního desetiletí jsou již založeny na CT vyšetření a zaměřují se jak na oblast zadní kloubní plochy, tak i na rozsah poškození přední části patní kosti. Někteří autoři používají pro svou klasifikaci hodnocení CT v jedné rovině, někteří hodnotí zlomeniny na základě dvourovinného CT vyšetření. [1] Z těchto je v klinické praxi nejužívanější klasifikace Sandersova. Vychází z počtu lomných linií a jejich lokalizací.

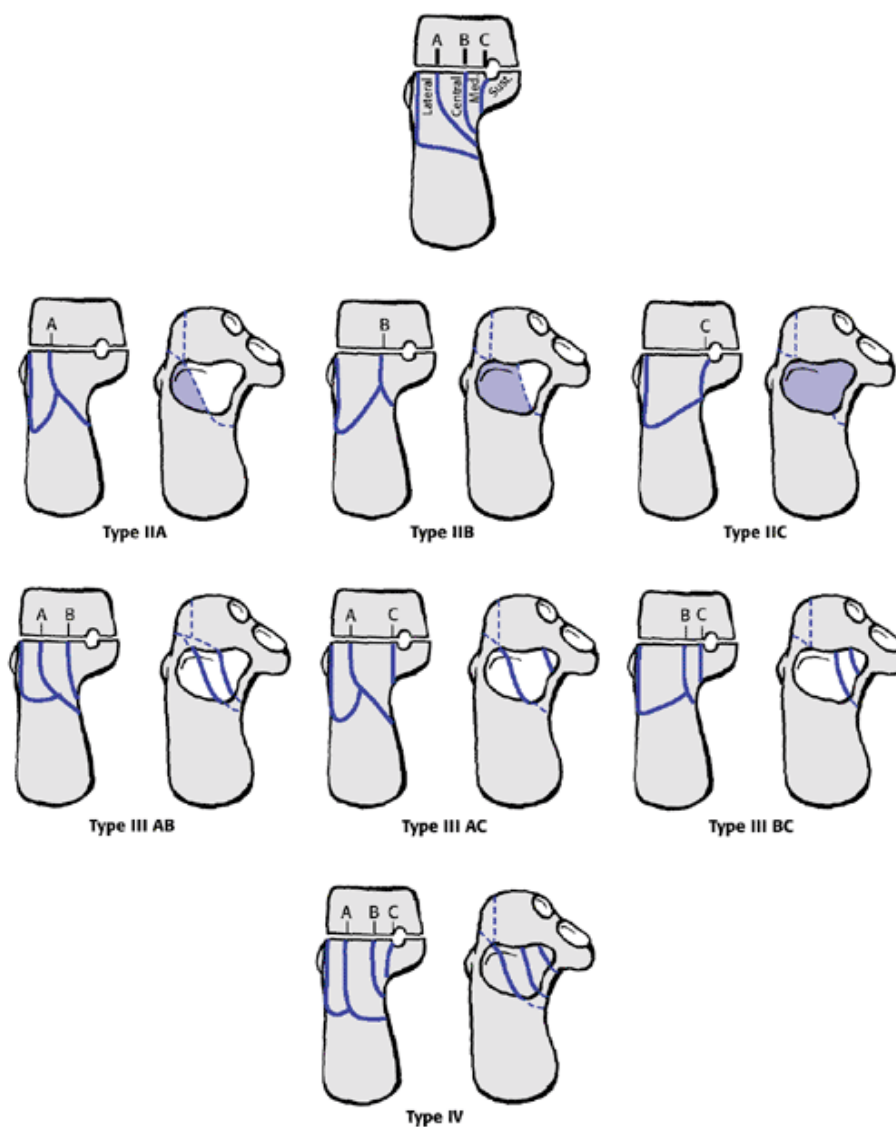
Rozlišuje čtyři typy (viz obr. 2.4):

Typ I jsou zlomeniny nedislokované,

Typ II se dvěma artikulárními fragmenty (A, B, C dle lokalizace),

Typ III se třemi fragmenty (AB, AC, BC dle lokalizace),

Typ IV se čtyřmi a více fragmenty. [1]



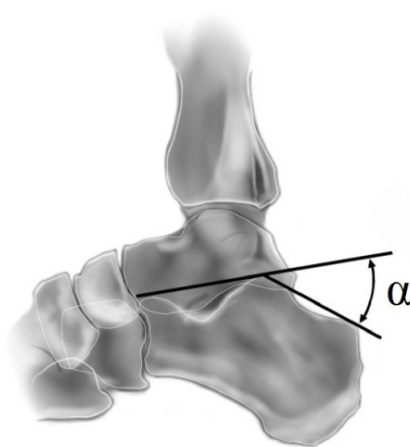
Obr. 2.4 Sandersova klasifikace I. – IV. typ [19]

Přestože je přesné určení charakteru zlomeniny dnes především záležitostí výpočetní tomografie, i RTG vyšetření má svůj přínos.

2.3 Orientační úhly

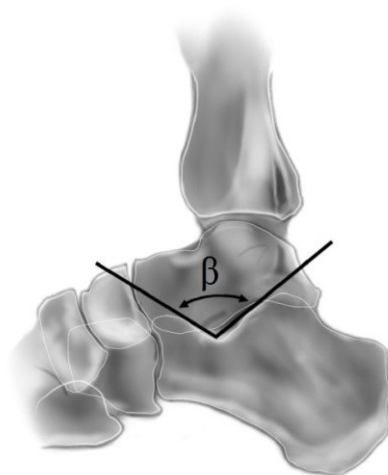
RTG vyšetření zlomeniny patní kosti odhalí zlomeninu, umožní posoudit dislokaci kosti i základní charakter zlomeniny. Ze snímku lze stanovit i velikost orientačního úhlu. Mezi orientační úhly pro posouzení RTG snímku patří Böhlerův, Gissanův, Preissův a Lanzův úhel.

Böhlerův úhel (viz obr. 2.5) je nejznámější a nejrozšířenější orientační ukazatel velikosti dislokace úlomků kostí. Úhel tvoří průsečík linií spojující nejvyšší bod zadního okraje calcanea se zadní kloubní plochou. Velikost úhlu je individuální a je udávána v rozmezí $\alpha = 25^\circ - 40^\circ$. [1] Kompresí se úhel snižuje často až do negativních hodnot.



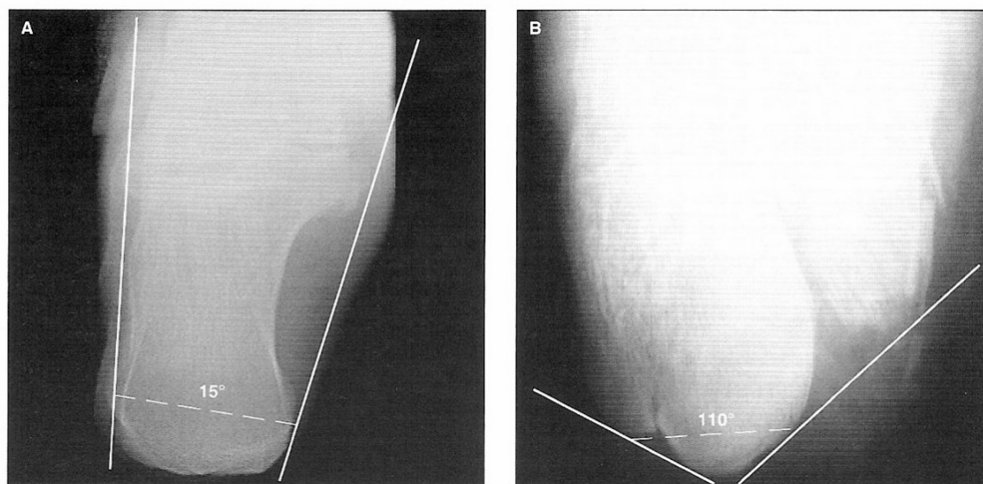
Obr. 2.5 Böhlerův úhel [20]

Gissanův úhel (viz obr. 2.6) udává přední sklon zadní kloubní plochy. Jedná se o průsečík linií kopírujících subchondrální kost zadní kloubní plochy, stýkajících se pod nejnižším bodem horní plochy calcanea v úhlu $\beta = 120 - 145^\circ$. Do jeho dna, resp. vrcholu, směřuje výběžek kosti hlezení, který při nárůstu kompresních sil působí jako klín a je místem vzniku primárních lomných linií. [1]



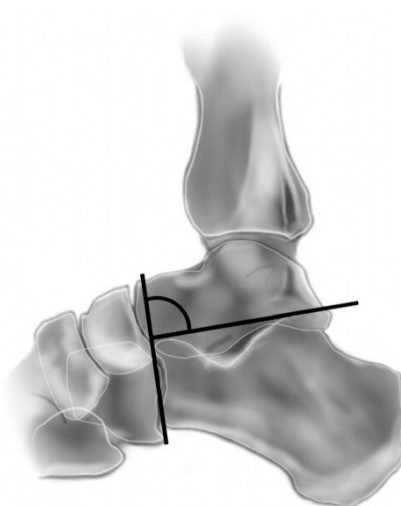
Obr. 2.6 Gissanův úhel [20]

Preissův úhel (viz obr. 2.7) určuje dislokaci patní kosti v bočním směru a je tvořen průsečíkem linií spojujících nejvíce prominující body na zevní nebo vnitřní straně nohy. Za normálních okolností je velikost úhlu udávána v rozmezí 15 - 25°. Při zlomenině se úhel zvětšuje. [1]



Obr. 2.7 Axiální RTG projekce: A) Preissův úhel, B) patologický Preissův úhel [1]

Lanzův úhel (viz obr 2.8) svírá přímka, která je vedena nejvyšším bodem přední kloubní plochy a nejvyšším bodem zadní kloubní plochy s přímkou vedenou horní a dolní hranou výběžku přední plochy patní kosti. Běžně má tento úhel velikost přibližně 90° .[1]



Obr. 2.8 Lanzův úhel [20 - upraveno]

3 PROSTŘEDKY SLOUŽÍCÍ K NÁPRAVĚ PORANĚNÍ

3.1 Fixátory

Fixátory (viz obr 3.1) jsou prostředky sloužící ke znehybnění zlomeniny.



Obr. 3.1 Rozdělení fixátorů

Při osteosyntéze lze využít zevní nebo vnitřní fixace.

- Při vnitřní fixaci se během operace implantát uloží v kosti nebo je kryt měkkými tkáněmi.
- Zevní fixátory se využívají v traumatologii zevně při komplikovaných otevřených zlomeninách a tříštivých zavřených zlomeninách (Schanzovy šrouby, Steimannovy hřeby nebo Kirschnerovy dráty), při infikovaných zlomeninách aj. Pomocí zevních fixátorů se mohou reponovat a stabilizovat fragmenty zlomeniny.

Jistou nevýhodou zevních fixátorů je jejich umístění nad kožní kryt končetiny. Proto jsou v současné době také používány systémy zevních fixátorů, které používají k fixaci kostních fragmentů delší kortikální kostní šrouby, které jsou fixovány nad kůží končetiny v kompresní dlaze. Jejich použití je však velmi omezené. Nevýhodou se jeví vyšší výskyt infekčních komplikací v okolí zevního fixátoru a určité omezení pacienta, které způsobují fixační rám nebo prstence zevního fixátoru.

Výhody zevní fixace jsou v jednoduchosti operační metody, která minimálně poškozuje měkké tkáně a skelet končetiny a umožňuje reponovat a stabilizovat i tříštivé zlomeniny. [21] Umožňuje rovněž zhojení měkkých tkání v oblasti zlomenin. Lze je použít tam, kde by nebylo možné provést vnitřní osteosyntézu pro poškození měkkých tkání.

3.1.1 Fixátory pro patní kost

Výrobou fixátorů pro patní kost a výrobou dalších medicínských pomůcek se zabývá více firem, např. firmy Medin, Orthofix, Prospan, FH Orthopedics, OrthoHelix, Synthes, Stryker, Intrauma, Trident, Tornier a další.

Vnitřní fixátory

C-NAIL je kalkaneální intramedulární hřeb (viz obr. 3.2) od firmy Medin. Je používán pro miniinvazivní fixaci intraartikulárních a extraartikulárních zlomenin patní kosti při klasifikaci Sanders typ I – IV, Essex-Lopresti (typ kloubně depresní i typ jazykovitý).



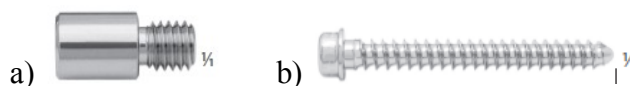
Obr. 3.2 Sestavení patního hřebu C-NAIL se šrouby [22]

Principem je stabilizace fragmentů rozlomené patní kosti hřebem ve spojení se sedmi zajišťovacími šrouby, se kterými vytváří úhlově stabilní fixaci. Maximální stability je dosaženo fixací sustentakulárního fragmentu přes hřeb dvěma zajišťovacími šrouby, které jsou naváděny pomocí cíliče. [22]

Délka hřebu je 65 mm a průměr 8 mm. (viz obr. 3.3). Hřeb může být prodloužen a uzavřen zátkou o velikosti: 0 mm; 5 mm; 10 mm; 15 mm; 20 mm (viz obr. 3.4a). Šrouby se zesíleným jádrem jsou opatřeny plochou hlavou a sníženým profilem závitu. (viz obr. 3.4b) Jsou dodávány v délkách 22 - 70 mm.



Obr. 3.3 Patní hřeb [23]



Obr. 3.4 Příslušenství patního hřebu: a) zátka na uzavření a prodloužení hřebu, b) šroub kostní kortikální s plochou hlavou samořezný [23]

Možnost využití až sedmi šroubů u hřebu C-NAIL zajišťuje větší variabilitu na rozdíl od šroubu Calcanail od firmy FH Orthopedics, která využívá pouze 2 nebo 3 šrouby (viz obr. 3.5).



Obr. 3.5 Patní hřeb Calcanail [24]

Firma FH Orthopedics navrhla pro osteosyntézu zadní části nohy ještě druhou alternativu, kanylovaný šroub se závitem. Je vyráběn ve 14 ti velikostech od délky 45 mm až do 110 mm, závity $\varnothing 1,8$ mm a $\varnothing 5,4$ mm (viz obr. 3.6).



Obr. 3.6 Kanylovaný šroub s diferenciálním závitem [25]

Jiné firmy využívají k fixaci úlomků místo hřebu anatomicky tvarované dlahy. Firma OrthoHelix vyvinula CalcLock Extreme, anatomicky tvarovanou dlahu, která má za cíl maximalizovat stabilitu v oblasti zlomeniny. Strategicky umístěné otvory pro šrouby, obrys dlahy a duální vzpěry jsou navrženy tak, aby se minimalizovalo „sedání“. Dlahy jsou dodávány v různých velikostech pro splnění chirurgických požadavků a anatomii pacienta (viz obr. 3.7a,b). [26]



Obr. 3.7 a) Dlaha CalcLock Extreme [27], b) Aplikace dlahy na patní kost [28]

Zevní fixátory

Nejvýznamnější firmou zabývající se výrobou zevních fixátorů je firma Orthofix.

Vyvinula patní fixátor (viz obr. 3.8), který má za cíl:

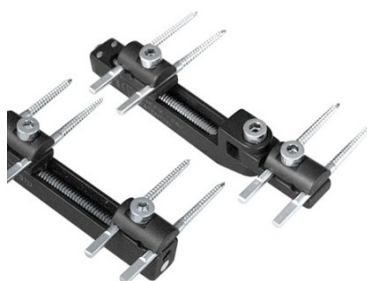
- obnovení výšky paty,
- redukcí šířky paty,
- redukcí kloubní plochy.

Výhodou této fixace je dosažení všech těchto cílů bez použití řezu a také bez ohrožení měkkých tkání. [29]



Obr. 3.8 a) Calcaneal Minifixator [29], b), c) aplikace fixátoru na patní kosti [30]

Tato firma vyvinula také kloubový MiniRail fixátor, který umožňuje horizontální nebo vertikální přístup. Tento systém se využívá pro tříštivé intraartikulární zlomeniny, pro prodloužení nohou a rukou u dospělých a předloktí dětí. Fixátor umožňuje určitý rozsah pohybu v kloubu během léčby. (viz obr. 3.9) [31]



Obr. 3.9 MiniRail system [31]

I další fixátor Pennig Minifixator (viz obr. 3.10) od firmy Orthofix kombinuje výhodu fixace s minimálně invazivním postupem.



Obr. 3.10 Pennig Minifixator [32]

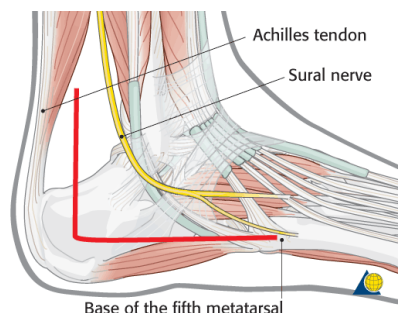
3.2 Distraktory

Obečně známá metoda v kostní chirurgii, která má za cíl provést změnu délky, šířky nebo výšky kosti se nazývá distrakce. Jednorázový nástroj, který se k distrakci používá je distraktor. Ten umožňuje chirurgickou korekci zlomených kostí. Obvykle se distrakce provádí rozříznutím kosti ve směru kolmém na směr působení distrakce. Jedna část kosti se upevní nejčastěji prostřednictvím osteosyntetického materiálu (minidlahy různého tvaru a šrouby) na pevnou část distraktoru a druhá část kosti na dlahu spojenou s pohyblivým elementem distraktoru. Mechanickým roztahováním distraktoru, který je aktivován otáčením hlavy distrakčního šroubu, lze jednotlivé části kosti od sebe oddalovat. Postupným oddalováním kostí od sebe se docílí dorůstání „mezery“ nově vytvořenou kostní hmotou a tím lze dosáhnout její prodloužení, rozšíření nebo zvednutí. [4]

3.2.1 Distraktory pro patní kost

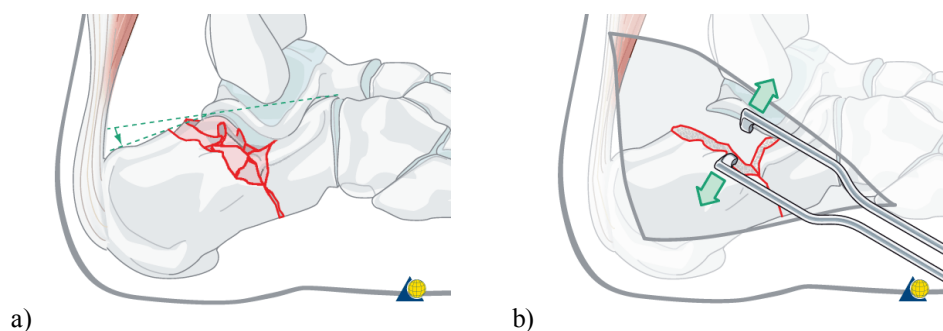
Popis použití distraktoru:

Pro lepší dostupnost k rozdrčeným fragmentům kosti musí být proveden řez. (viz obr. 3.11)



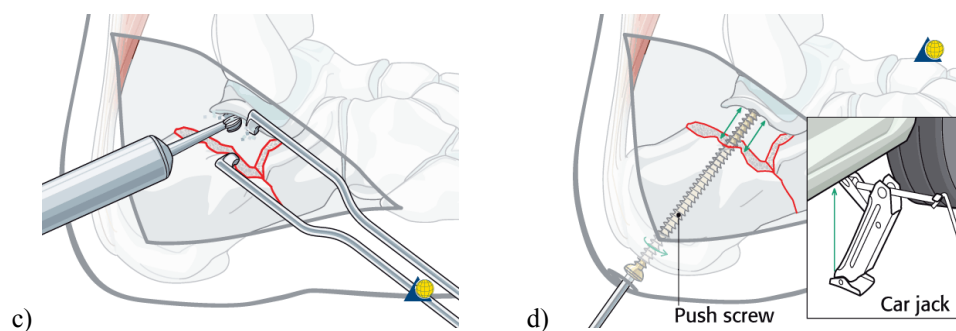
Obr. 3.11 Znáznornění linie provedení řezu [33]

Aby se operatér mohl dostat k rozdrčeným fragmentům (viz obr. 3.12a), musí použít distraktor k roztažení. (viz obr. 3.12b)

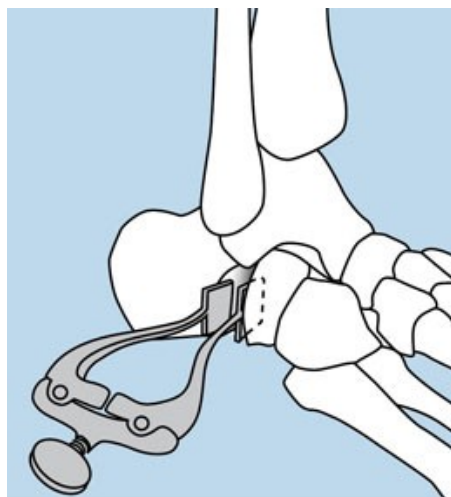


Obr. 3.12 Operační postup: a) znázornění fragmentů patní kosti b) použití distraktoru k roztažení nepoškozené části patní kosti od hlezenní kosti, c) očištění kloubní plochy, d) ukázka zavedení šroubu do patní kosti [33]

Všechny kloubní chrupavky ze spodního talu by měly být očištěny. Po očištění plochy (viz obr. 3.12c) je možno zavést spongiózní šroub. (viz obr. 3.12d) Při zavádění šroubu dochází k žádoucímu oddálení patní kosti směrem od talu (příklad použití zvedáku).



Výrobou distraktorů se zabývá více firem, které vyrábí různé druhy těchto nástrojů. Firma Innomed vyrábí pro korekci zlomenin patní kosti několik druhů distraktorů např. Calcaneal Lateral Column Spreader (viz obr. 3.13), Calcaneal Spreaders (viz obr. 3.14) a Weinraub Joint and Calcaneal Spreader (viz obr. 3.15).



Obr. 3.13 Calcaneal Lateral Column Spreader [34]



Obr. 3.14 Calcaneal Spreaders [35]



Obr. 3.15 Weinraub Joint and Calcaneal Spreader [36]

4 OSTEOSYNTETICKÉ MATERIÁLY

K výrobě fixátorů a distraktorů jsou používány různé materiály. Nejčastěji se jedná o nerezovou ocel, dural, titan nebo hliník. Titan má oproti oceli při stejné mezi pevnosti nižší hmotnost, ale také poloviční modul pružnosti. Pro dosažení stejných tuhostních vlastností jako při použití ocelových fixátorů je nutno zvětšit rozměry. Podstatná je také vyšší cena titanu. Aby tělo dobře snášelo implantované materiály (dráty, šrouby, dlahy), je nutné zajistit jejich vhodnou povrchovou úpravu. Vlastní konstrukce přípravku musí odpovídat požadavkům na zdravotnické prostředky pro opakovatelné použití. Pro konstrukci dílů musí být použity materiály, které umožní mytí, desinfekci a sterilizaci.

V současné době se zvyšuje tlak na použití nových materiálů, které by byly rentgen transparentní. Stále hojně používané materiály jako nerezová ocel či titan se vyznačují špatnou průchodností RTG záření, což je nevýhodné při tvorbě RTG snímku, kdy samotná konstrukce fixátoru zatemňuje velkou část kostí (viz obr. 4.1). K rentgen transparentním materiálům se řadí např. kevlar či plast. Lékaři potřebují snímkovat zlomeninu pomocí rentgenu z více úhlů, což vyžaduje neviditelnost konstrukčních prvků fixátorů. Při použití rentgen transparentních materiálů dochází tedy ke zkrácení doby operace a snížení ozáření jak pacienta, tak lékaře. [6] Na obrázku č. 4.1 je názorně vidět, že RTG snímky musí být pořízeny z takové strany, aby připevněné fixátory nebránily operátorovi v pohledu na poraněnou oblast a na napravenou zlomeninu.



a)



b)

Obr. 4.1 a) RTG snímek upevněného fixátoru z laterálního pohledu, b) RTG snímek upevněného fixátoru z dorzálního pohledu [37]

Na konstrukci přípravků jsou kladeny následující požadavky:

- nízká hmotnost a malé rozměry konstrukce,
- vysoká tuhost a pevnost,
- rentgen transparentnost,
- dlouhá životnost.

Pro konstrukci navrhovaného přípravku bude použit po poradě se zadavatelem materiál 1.4021. Zadavatel práce, firma Medin, vyrábí z tohoto materiálu širokou řadu zdravotnických pomůcek a přípravků.

V následující tabulce jsou uvedeny důležité vlastnosti a parametry tohoto materiálu.

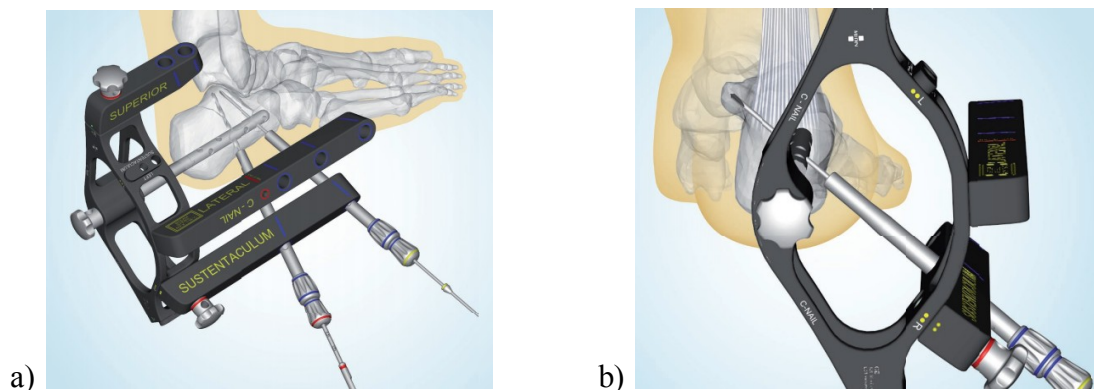
Tab. 4.1 Materiálové vlastnosti oceli 1.4021 [38]

Druh oceli	Martenzitická korozivzdorná ocel						
Označení	EN 10088	AISI (USA)		JIS (Japan)		ČSN	
	X20Cr13 (1. 4021)	420		SUS 420		17 022	
Charakteristika	Ocel korozivzdorná, chromová. Vhodná pro součásti s vyšší pevností např. hřídele, ojnice, písty, apod. Ocel v zušlechtěném stavu odolává korozi. Je dobře tvárná za tepla a dobře obrobitelná. Nekoroduje ve vodě, která neobsahuje chlor a minerální soli. Z chemikálií odolává např. zředěné kyselině dusičné a v pasivním stavu též méně agresivním organickým kyselinám při pokojové teplotě. Není odolná proti mezikrystalové korozi. Dobrá svařitelnost.						
Chemické složení tavby v % hmot. dle EN 10088 a DIN 17456	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni
	0,16 – 0,25	max. 1,00	max. 1,50	max. 0,04	max. 0,03	12 – 14	-
Fyzikální a mechanické vlastnosti	Hustota			7 700 kg.m ⁻³			
	Mez kluzu R_e			≥ 500 MPa			
	Mez pevnosti R_m			700 – 850 MPa			

5 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ PŘÍPRAVKU

5.1 Požadavky na přípravek

Přípravek, který bude v této práci navržen, má usnadnit lékařům na operačním sále úkony prováděné při nápravě poranění patní kosti při využití patního hřebu C-NAIL od firmy Medin. Patní hřeb je zaváděn pomocí speciálního cíliče (viz obr. 5.1) z laterální strany poraněné nohy.



Obr. 5.1 Zavedení cíliče pro hřeb C-NAIL: a) z laterálního pohledu, b) z dorzálního pohledu [23]

Navržený přípravek bude používán ve spojení se standardními kostními šrouby sloužícími při zevní fixaci. Pomocí něj bude možná distrakce i komprese mezi vetknutými šrouby. Přípravek musí být variabilní tak, aby byl použitelný pro různé typy šroubů. Tyto šrouby se nejčastěji používají o průměrech 4, 5 či 6 mm. Zároveň je nutné prostorové natáčení pro dosažení správné repozice. Přípravek bude zaveden na počátku operačního zákroku a po celou dobu nutnou pro zavedení fixačních implantátů, kdy musí být zajištěna fixace úlomků. Jak zavrtané repoziční šrouby, tak samotný navrhovaný přípravek nesmí zabránit zavedení intramedulárního hřebu C-NAIL. Přípravek bude umožňovat zavedení Kirschnerových drátů (viz obr. 5.2), které slouží k znehybnění a stabilizaci kostních fragmentů a tím k dosažení vnitřní fixace do doby, než je zpevní hřeb.



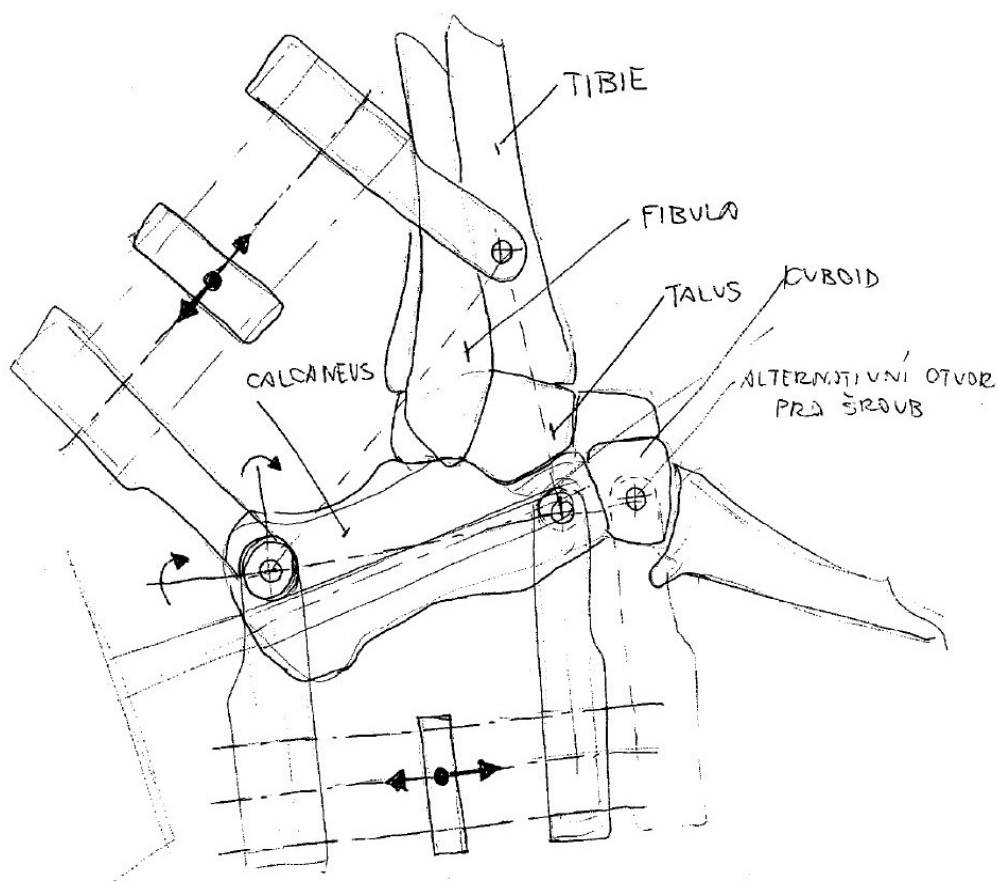
Obr. 5.2 Příklad typu Kirschnerových drátů [39]

K ustavení konstrukce přípravku je použito samovrtných a samořezných Schanzových šroubů (viz obr. 5.3). Ty jsou zavedeny přes kůži do kosti. Šroub je opatřen speciálním vrtem a konec je přizpůsoben tak, aby mohl být upnut do montážního zařízení. Nejčastěji používaným materiálem při výrobě šroubů je titan nebo nerezová ocel.



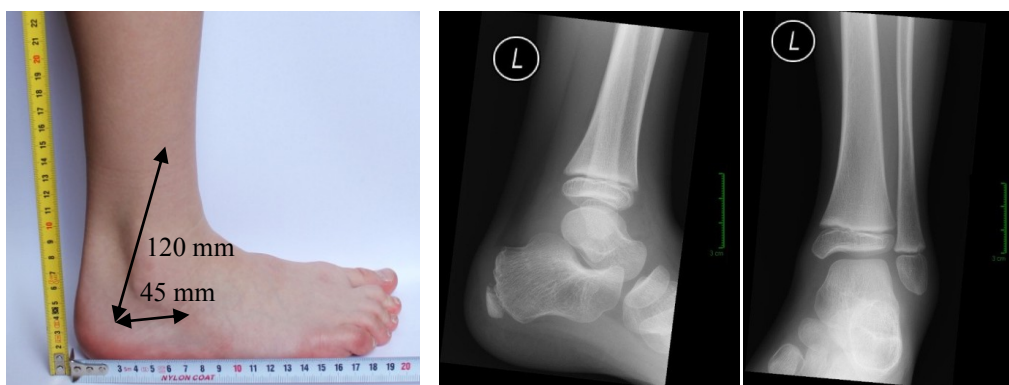
Obr. 5.3 Schanzovy šrouby [39]

Na následujícím obrázku je zobrazena přibližná poloha zavrtání Schanzových šroubů spolu s navrhovaným přípravkem (viz obr. 5.4).



Obr. 5.4 Koncepce použití dvouramenného distraktoru [41]

Pro názornost je dále znázorněno přibližné umístění navrhovaného přípravku na dolní končetině u osob různého stáří (viz obr. 5.5, 5.6, 5.7). Navrhovaný přípravek bude sloužit především pro repozice patních kostí u dospělých osob. Pro děti či osoby s menší velikostí chodidla bude nutno použít modifikovanou alternativu přípravku.



Obr. 5.5 Dítě 9 let, pohled z laterální strany, RTG z dorzální strany

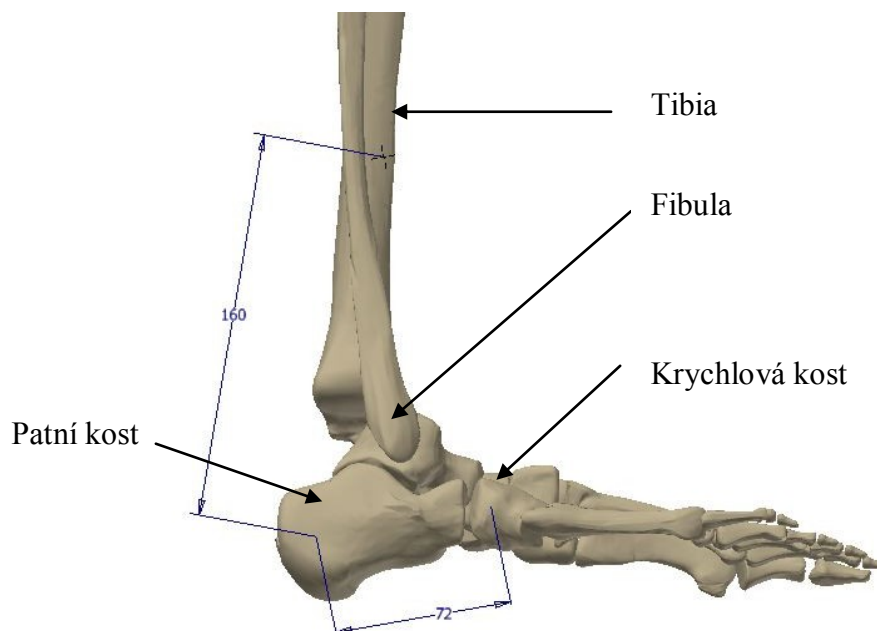


Obr. 5.6 Žena 16 let, pohled z laterální strany, RTG z dorzální strany



Obr. 5.7 Muž 22 let, pohled z laterální strany, RTG z dorzální strany

Pro možnost řešení návrhu přípravku byl vytvořen scan dolní končetiny průměrného dospělého člověka (viz obr 5.8). Na tomto modelu jsem odměřil přibližnou vzdálenost zavrtaných Schanzových šroubů. Jednotlivé navrhované varianty byly následně aplikovány na tento 3D model z důvodu lepší názornosti.



Obr. 5.8 Model dolní končetiny v prostředí programu Inventor

Umístění Schanzových šroubů, a tudíž i repozičního přípravku je řešeno operátory různě. Lékaři provádějí zavrtání šroubů do tibie a patní kosti buď z laterální či dorzální strany. V některých případech je nutnost zavrtání dalšího, třetího šroubu do krychlové kosti z důvodu nutnosti repozice v dalším směru. Lékaři si volí umístění šroubů dle vlastního uvážení a zkušeností. Kvůli poloze pacienta při operaci (viz obr. 5.9) je nejvýhodnějším řešením umístění přípravku z laterální strany, což bylo doporučeno oslovenými lékaři i zadavatelem práce.



Obr. 5.9 Poloha pacienta při operačním zákroku [23]

5.2 Varianty navržených přípravků

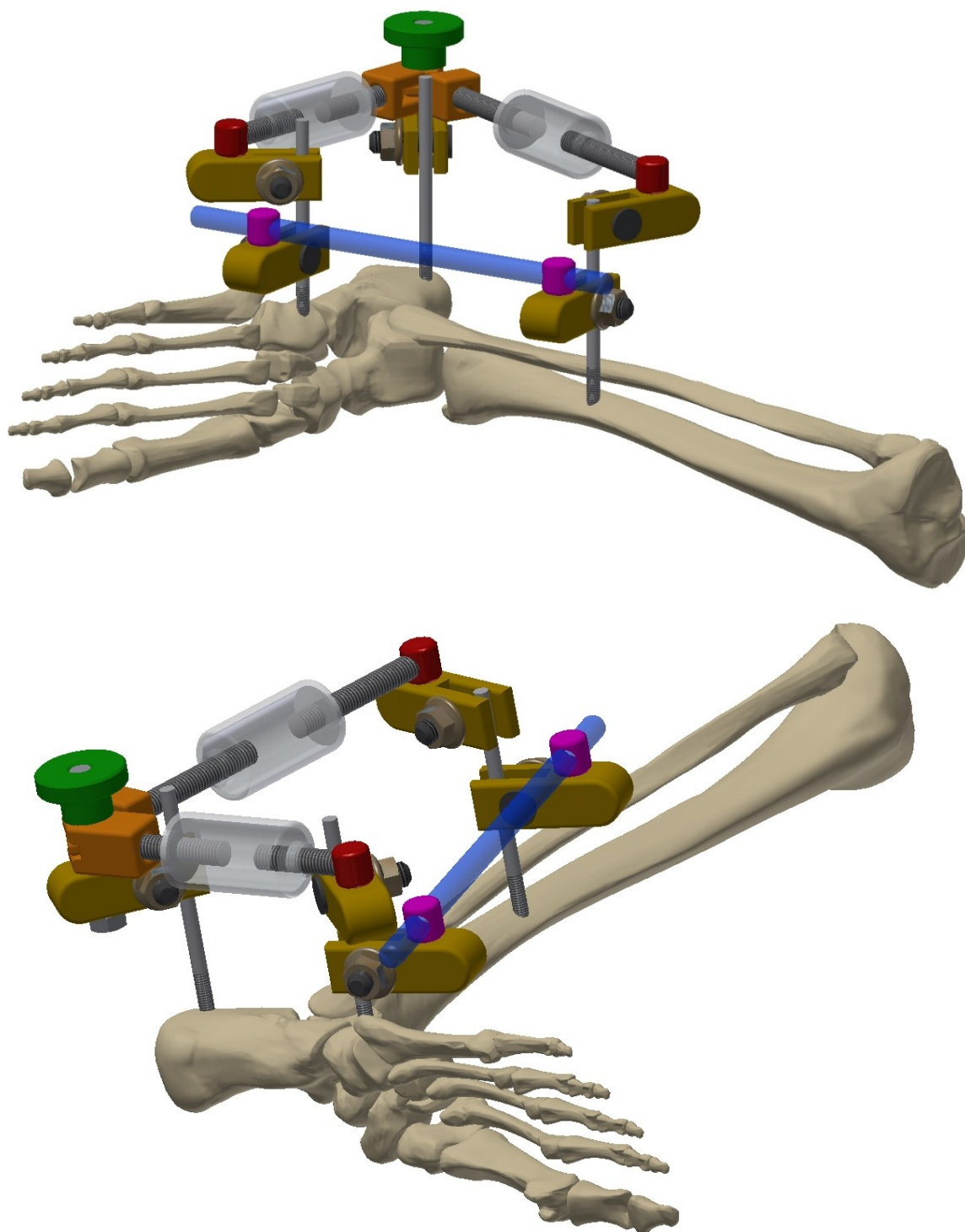
V této kapitole se věnuji koncepci variant přípravků, jimiž jsem se při tvorbě mé práce zabýval. Po mnoha konzultacích s lékaři, vypoštění si jejich zkušeností a potřeb při operacích a při následných diskuzích řešení dané problematiky jsem postupně upravoval a navrhoval další nové varianty, neboť každému lékaři vyhovuje jiný operační postup. Další podněty mi přinesly také konzultace s konstruktéry firmy Medin.

Jednotlivé součástky a následné sestavy byly modelovány v programu Autodesk Inventor 2014. Model dolní končetiny byl převzat od firmy Medin, která mi umožnila využít modelu pro lepší znázornění při aplikaci přípravku.

Přestože se některé varianty ukázaly pro praxi nepoužitelné, uvedl jsem je pro příklad vývoje mého náhledu na danou problematiku.

Varianta č. 1 (obr. 5.10):

U prvotního návrhu přípravku jsem použil princip uchycení k Schanzovým šroubům, který se používá u některých typů fixátorů. Standardní šrouby pro zevní fixaci jsou zavrtány do patní kosti, tibie a do křehlové kosti. Vzdálenost mezi tibií a křehlovou kostí bude konstantní, tudíž je zde použito pevné rameno (modrá barva) z důvodu zvýšení tuhosti přípravku. Další dvě ramena budou umožňovat distrakci i kompresi mezi vetknutými kostními šrouby. Na kostní šrouby jsou připevněny upínky (žlutá), jejichž zajištění na těchto šroubech je provedeno pomocí svěrného spoje (šroub s maticí). K upínce je otočně připevněn čep s průchozím otvorem (růžová) – platí pro spojení tibie a křehlové kosti. Na šroubu v tibií je výše připevněna další upínka, do níž je otočně vsazen čep (červená) s neprůchozím otvorem. Stejná upínka s čepem je u šroubu kosti křehlové. Na kostním šroubu zavrtaném v patní kosti je čep s průchozím otvorem nahrazen kloubovým spojem (oranžová), jenž umožňuje úhlové nastavení. Úhlové nastavení je realizováno pomocí stavěcího šroubu s maticí (zelená). Do obou otvorů kloubového spoje a do protějších neprůchozích čepů (červená) jsou zašroubovány závitové tyče. Distrakce a komprese mezi kostními šrouby je realizována otáčením speciální matice (čirá).

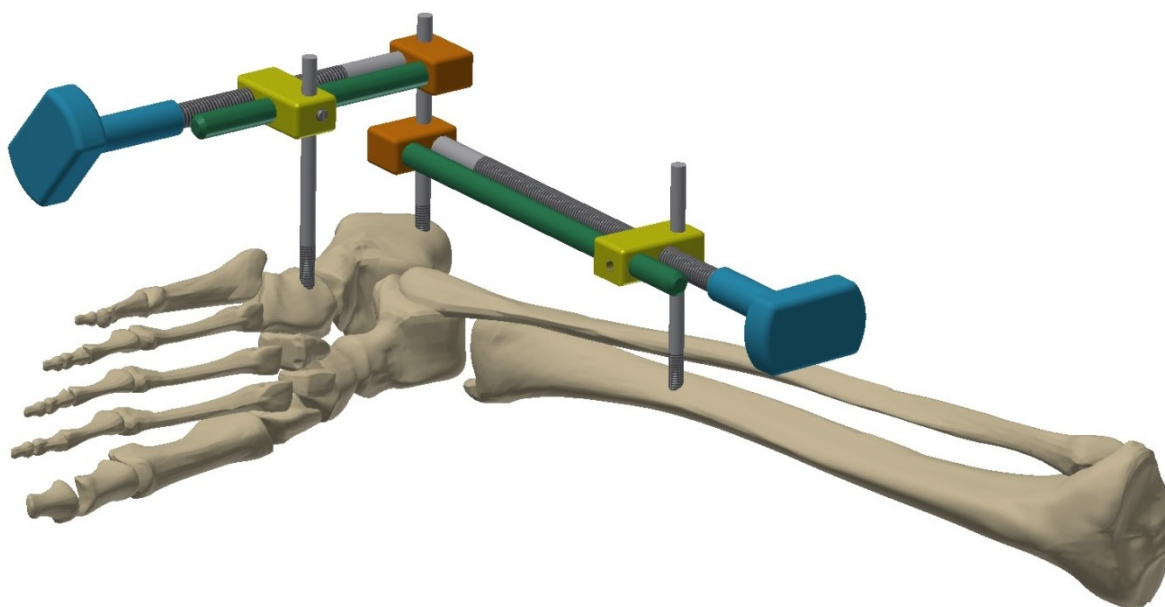


Obr. 5.10 Umístění přípravku - varianta č. 1

- Výhody: Využití již vyráběných upínacích prvků.
- Nevýhody: Možnost vyosení upínek mimo osu zavrtaných šroubů. Tím by docházelo k jejich možnému pootočení kolem osy při kompresi či distrakci.
Nemožnost úhlového nastavení fixátoru vůči Schanzovým šroubům.

Varianta č. 2 (obr. 5.11):

Do kostí budou zavrtány standardní kostní šrouby pro zevní fixaci. Šrouby budou zavrtány do patní kosti, do tibie a do kychlové kosti. Vzdálenost mezi tibií a kychlovou kostí bude konstantní, tudíž je možno pro zvýšení tuhosti přípravku přidat ještě pevné rameno. Další dvě ramena budou umožňovat distrakci i kompresi mezi kostními šrouby. Na kostní šroub (tibia a kychlová kost) je připevněna upínka pomocí stavěcího šroubu, v níž jsou vyvrtány dva otvory, jeden pro vodící tyč a druhý pro závitovou tyč. Na kostním šroubu na patní kosti jsou připevněny dvě pohyblivé upínky (jsou opatřeny dvěma průchozími otvory, z nichž jeden je se závitem). Jejich pohyb je vyvolán otáčením rukojetí (modrá), přičemž se zároveň otáčí závitová tyč a tato způsobuje pohyb pohyblivé upínky na patní kosti. Je možný nezávislý posun v jednotlivých směrech.



Obr. 5.11 Umístění přípravku - varianta č. 2

Výhody: Jednoduchá konstrukce.

Nevýhody: Nemožnost úhlového nastavení upínek vůči Schanzovým šroubům.

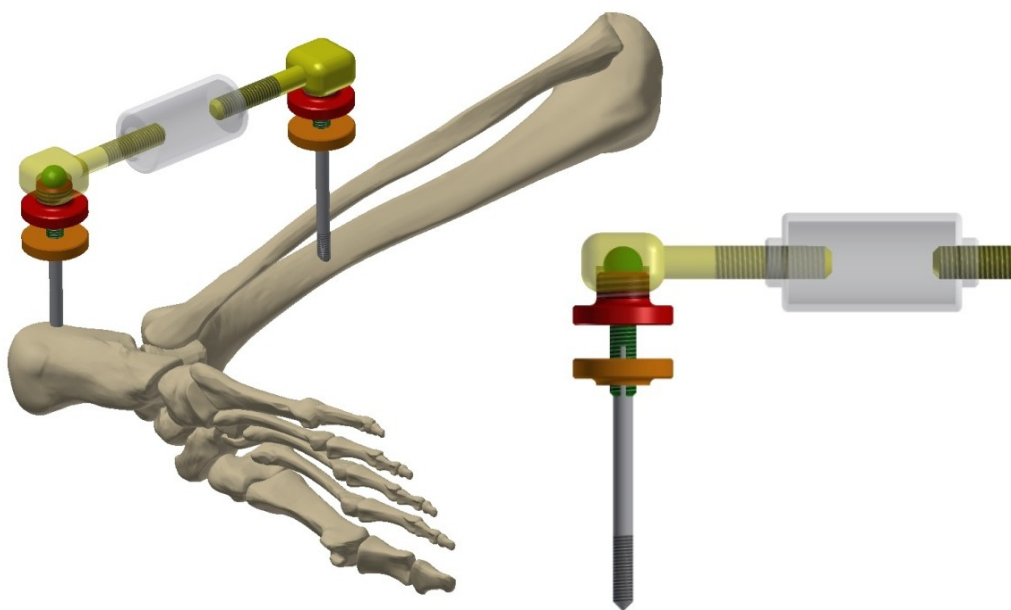
Varianta č. 3

V předcházejících dvou variantách jsem předpokládal, že šrouby jsou zavrtány kolmo do kostí. Při jedné z konzultací vzešel od lékařů požadavek na možnost úhlového nastavení přípravku. Proto jsem v této variantě navrhl systém kloubového spojení, umožňující naklápění přípravku do stran při upevňování na šrouby, které nejsou zavrtány do kosti kolmo.

Varianta č. 3 má tři možnosti:

Typ I. (obr. 5.12)

Do patní kosti a do tibie jsou navrtány Schanzovy šrouby. Na koncích šroubů jsou nasazeny duté čepy s vnějším závitem. Čepy jsou po obvodu naříznuty čtyřmi zářezy do 1/3 jejich délky. Horní část je ukončena kulovou plochou. Na každém dřívku čepu jsou našroubovány dvě matice. Jedna se šroubuje směrem dolů (oranžová), tím dochází ke svěrnému spojení čepu se zavrtaným šroubem. Druhá matice (červená) je šroubována směrem vzhůru do hlavice (žlutá), tím dochází ke svěrnému spojení kulové plochy s hlavicí. Součástí hlavic je závitová tyč. Pomocí speciální matice (čirá), která spojuje obě závitové tyče, se provádí distrakce či komprese.

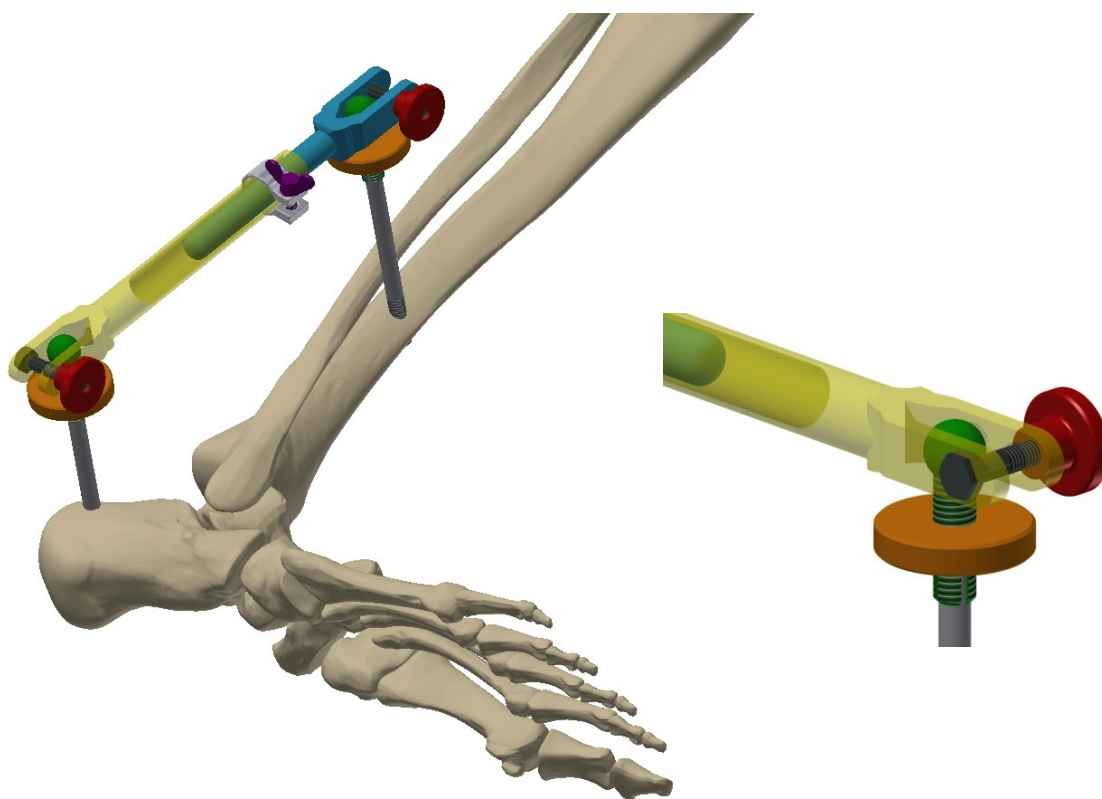


Obr. 5.12 Umístění přípravku - varianta č. 3 - Typ I.

- Výhody:** Jednoduchá manipulace s přípravkem při operačním zákroku. Možnost úhlového nastavení mezi Schanzovými šrouby a hlavicemi díky kulovému uložení.
- Nevýhody:** Možnost komprese či distrakce pouze v jednom směru, použití ve dvou směrech zároveň by bylo konstrukčně náročné.

Typ II. (obr. 5.13)

V druhé možnosti je hlavice nahrazena vidlicí, jež obepíná kulovou plochu na konci čepu (zelená), který je nasazen na Schanzův šroub. Z tohoto důvodu již není potřeba dvou matic. Stejně jako u předchozí možnosti je čep se šroubem svěrně spojen maticí pohybující se směrem dolů. Sevření vidlice a kulové plochy je zajištěno svěrným spojením pomocí šroubu se šestihrannou hlavou, která je zapuštěna do vidlice a tím je zabráněno protáčení při utahování maticí. Jedna vidlice je ukončena dutou trubicí (žlutá) a druhá plným dříkem (modrá). Distrakce a komprese je řešena pohybem dříku v trubici. Trubice je po obvodu naříznuta čtyřmi zářezy do 1/4 její délky. Po nastavení požadované vzdálenosti mezi Schanzovými šrouby je dřík pevně sevřen trubicí pomocí křídlové matice (fialová).

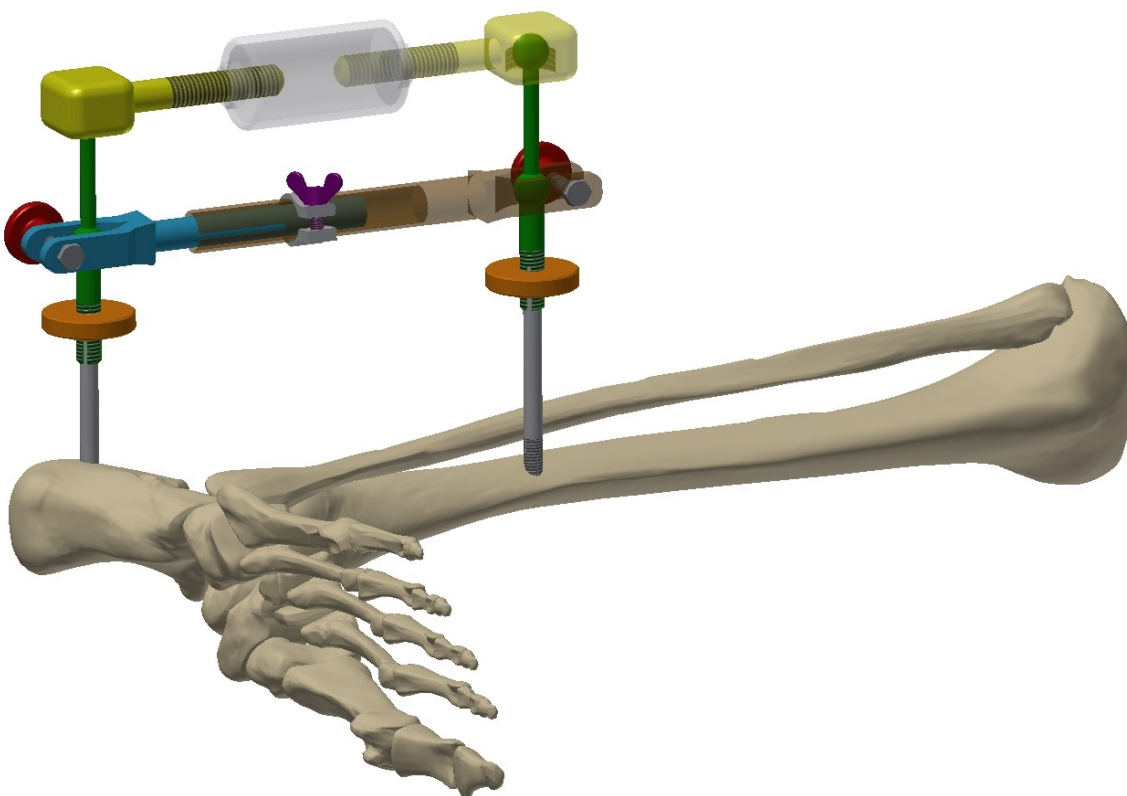


Obr. 5.13 Umístění přípravku - varianta č. 3 - Typ II.

- Výhody: Jednodušší výroba svěrného spojení oproti hlavici u předchozího provedení.
- Nevýhody: Horší manipulace s částmi přípravku při kompresi či distrakci. Větší členitost konstrukce vyžadující větší nároky na sterilizaci.

Typ III. (obr. 5.14)

Zde jsem zvolil kombinaci využití obou předchozích možností současně a to z důvodu naklápění přípravku, aby se úlomky patní kosti mohly napravovat v úhlu dle potřeby. Čep ukončený kulovou plochou je dvojitý (dva čepy umístěny nad sebou) což umožnilo víceúrovňové sestavení přípravku. Lékař by mohl utahovat horní i spodní část buď současně, nebo každou zvlášť dle potřeby.



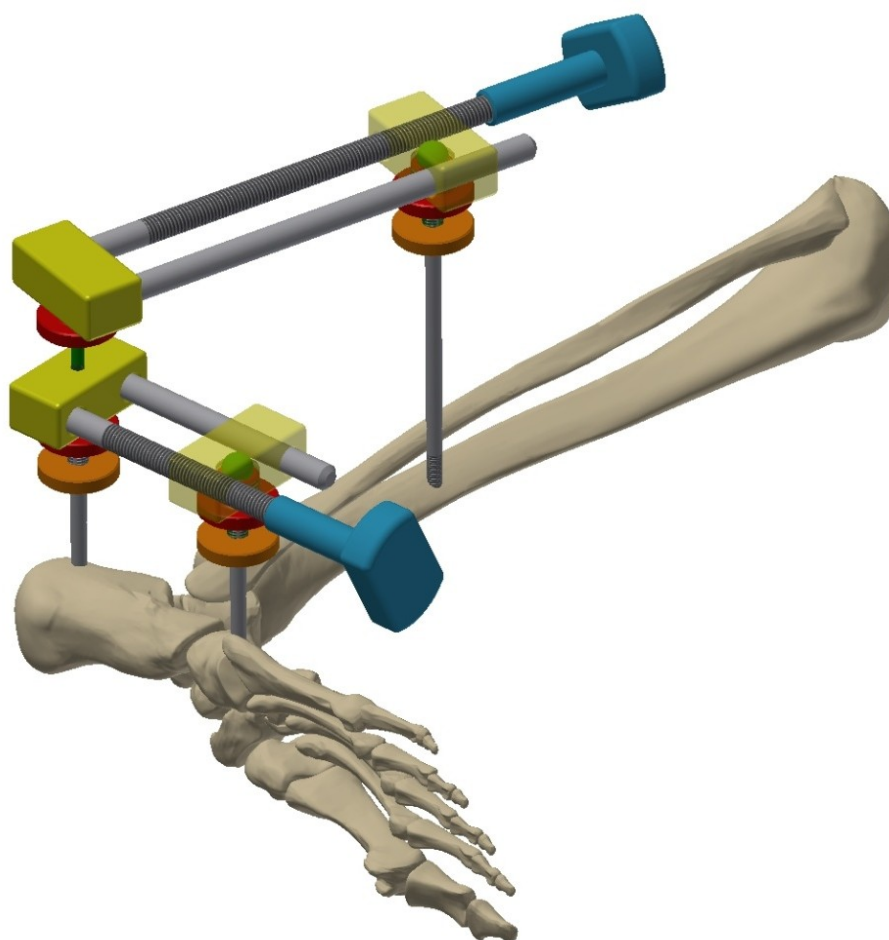
Obr. 5.14 Umístění přípravku - varianta č. 3 - Typ III.

Výhody: Větší variabilita úhlového naklápění.

Nevýhody: Složitější manipulace s přípravkem během operace.

Varianta č. 4 (obr. 5.15):

Tato varianta modifikuje druhou variantu, přičemž k úhlovému nastavení přípravku je použito principu z varianty č. 3 typ I., tj. naklápění hlavice na kulové ploše. Jak zajištění dřívku čepu vůči Schanzovu šroubu, tak také kulové plochy čepu vůči hlavici je řešeno pomocí matic (oranžová a červená). Na patní kosti jsou umístěny dvě hlavice nad sebou. Do spodní hlavice je shora našroubován čep ukončený kulovou plochou (zelená). Na tento čep je svěrně upevněna horní hlavice, která se spolupodílí na nastavení polohy mezi patní kostí a tibií. Distrakce a komprese zavrtaných šroubů je vyvolána otáčením rukojeti (modrá), přičemž se otáčí jen závitová tyč, která se v hlavici umístěné na patní kosti protáčí. Tím se hlavice se šroubem oddaluje nebo přitahuje k tibií či krychlové kosti. Je možno pohybovat jedním nebo oběma rameny nezávisle na sobě.



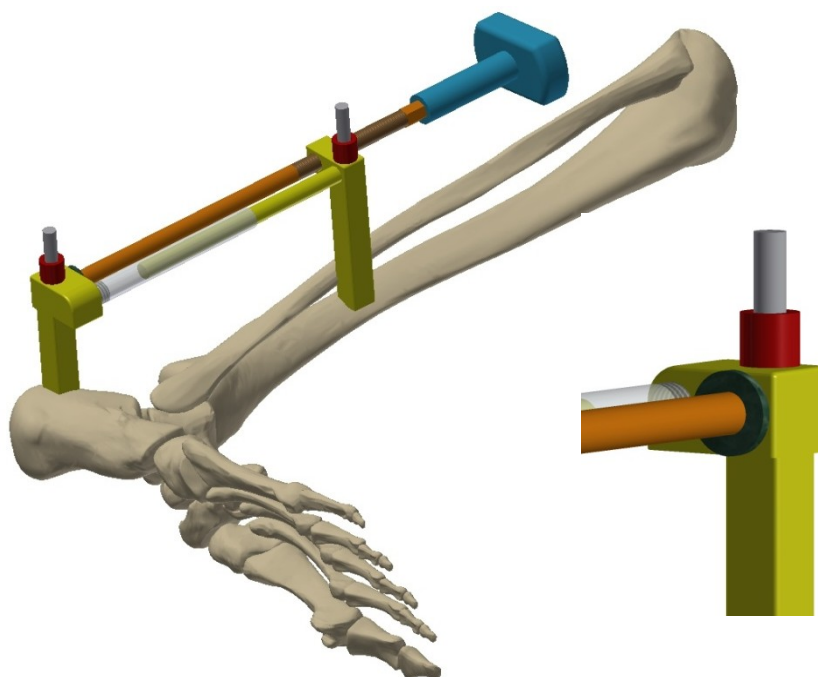
Obr. 5.15 Umístění přípravku - varianta č. 4

Výhody: Použití komprese a distrakce ve dvou směrech současně. Ovládání ulehčuje ergonomická rukojeť.

Nevýhody: Složitě upnutí přípravku při nasazování.

Varianta č. 5 (obr. 5.16)

Tato varianta se výrazně liší od předchozích provedení. Aplikují se zde vodící pouzdra sloužící k zavrtání Schanzových šroubů, která budou již ponechána v koncovkách spolu se šrouby zavrtanými do kosti pro následnou repozici. Nedochozí tak k různým průtahům při nasazování, nastavování přípravků apod. Při zavedení je již přípravek sestaven dohromady. Výhodou je přesné zacílení šroubu do kosti pomocí vrtacího pouzdra. Do koncovky (žlutá) je vsazeno vrtací pouzdro (červená), které zaručuje přesnost při zavrtávání šroubů. Šrouby se zavrtávají pouze do patní a krychlové kosti nebo do patní kosti a tibie, dle volby operátéra. Varianta tedy počítá s použitím přípravku pouze v jednom směru. Na jedné jeho straně je koncovka (žlutá) s dvěma neprůchozími otvory, z nichž jeden má závit a je do něj zašroubována vodící tyč (čirá) s dutinou pro vsunutí dřívku. Druhý otvor je válcový bez závitu a je do něj vložena závitová tyč (oranžová), na jejímž druhém konci je rukojeť (modrá), případně šroubovák s vnitřním šestihranem připevněným nalisováním na šestihran. Při otáčení madla závitové tyče dochází k přisouvání nebo odsouvání druhé koncovky (žlutá). Proti vysunutí závitové tyče, která má na svém konci osazení, slouží zátka (zelená - viz detail obr. 5.16), která je na tyč nasunuta a následně zašroubována do koncovky s dvěma otvory (žlutá). Tím je zamezeno rozložení přípravku při operaci.



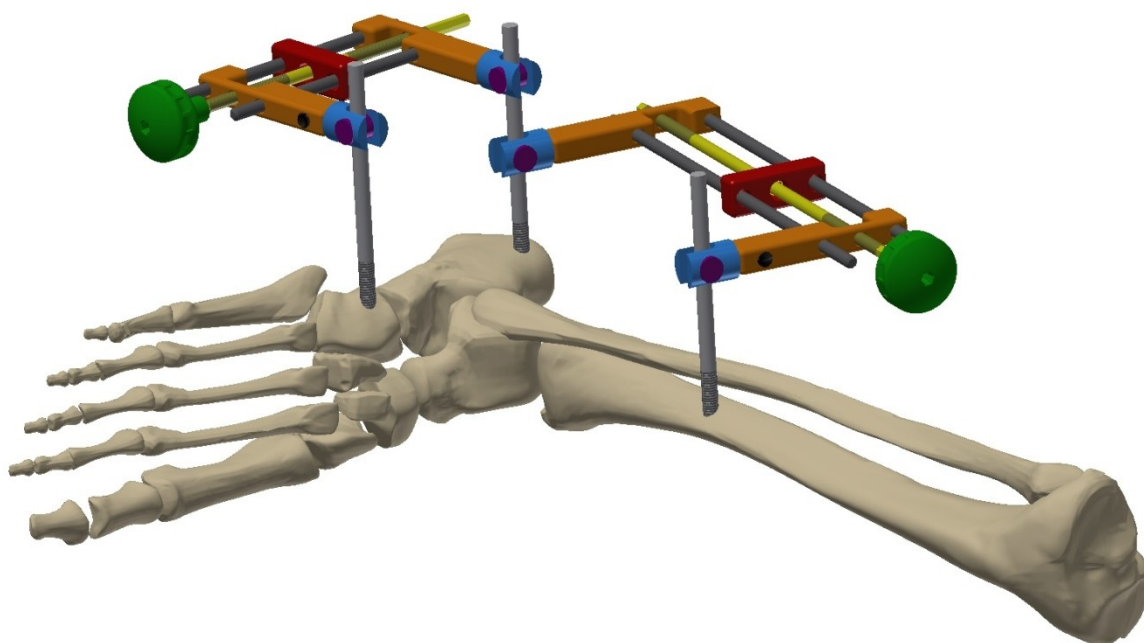
Obr. 5.16 Umístění přípravku - varianta č. 5

Výhody: Jednoduchá konstrukce, použití již vyráběných dílů.

Nevýhody: Možnost posunu pouze v jednom směru.

Varianta č. 6 (obr. 5.17)

Základní princip této varianty je v distrakci pomocí závitové tyče ukončené nástrčným klíčem s vnitřním šestihranem. Tyč prochází oběma rameny (oranžová) přípravku, v nichž jsou otvory se závitem a střední svěrkou (červená), kterou prochází hladká část závitové tyče. Závitová tyč (žlutá), má na jedné straně levý a na druhé straně pravý závit (princip napínáku). Ramena není možno vyšroubovat ze závitové tyče a to z důvodu ukončení závitu před koncem tyče. Otáčením závitové tyče dochází k souměrnému pohybu obou ramen k sobě nebo od sebe, dle potřeby při operaci. Ramena přípravku jsou nasunuta na dvě vodící tyče (černá), které jsou v uložení H/h a proti posunu pojištěny laserovým svarem ve střední části, svěrce. Do ramen přípravku jsou nasazeny koncovky (modrá), které umožňují natočení ve dvou osách, při vlastní distrakci se připojí i třetí osa. Pojištěním proti vysunutí koncovek z ramen jsou stavěcí šrouby z boku těla ramene. Zasunutá část by mohla být jemně vroubkována, kvůli zabezpečení proti pootočení. Koncovky mohou být výměnné a odstupňované dle průměru použitého šroubu.

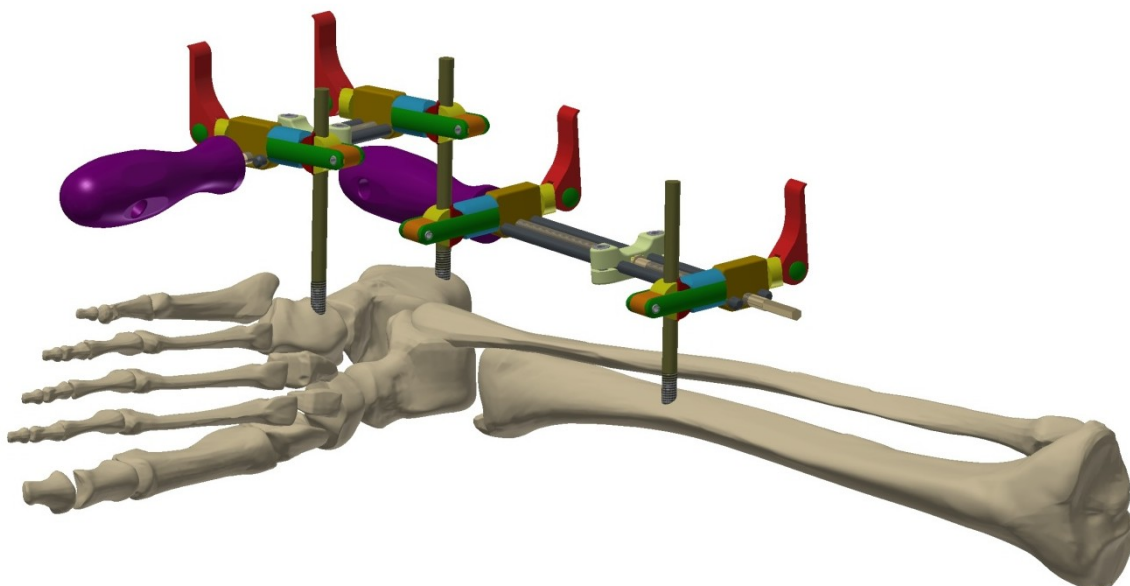


Obr. 5.17 Umístění přípravku - varianta č. 6

- Výhody: Přípravek je umístěn mimo operační pole, což umožňuje snadné provádění RTG snímku.
- Nevýhody: Při nasazeném přípravku může být problém následné zavedení hřebu C-NAIL.

Varianta č. 7 (obr. 5.18)

Tato varianta vznikla modifikací varianty předcházející. Komprese a distrakce mezi Schanzovými šrouby je řešena téměř totožně, ve střední svěrcce jsou pevně uchyceny vodící tyče. Ergonomicky výhodnějším řešením je ovládání pomocí nástrčného šroubováku. Úhlové nastavení fixátoru vůči Schanzovým šroubům je umožněno pomocí výstředníkového mechanismu. Nastavení požadované polohy je rychlé a účinné. Utažením výstředníku (červená) se posunou vůči sobě jednotlivé součásti ve vidlici (zelená) a zajistí třením pohyb fixátoru vůči Schanzovým šroubům. Vzájemné nastavení šroubů mezi patní kostí a tibií a mezi patní a krychlovou kostí je nezávislé, lze použít nastavení jen v jednom směru.



Obr. 5.18 Umístění přípravku - varianta č. 7

Výhody: Rychlé uzamknutí přípravku k šroubům. Nastavení ve více směrech.

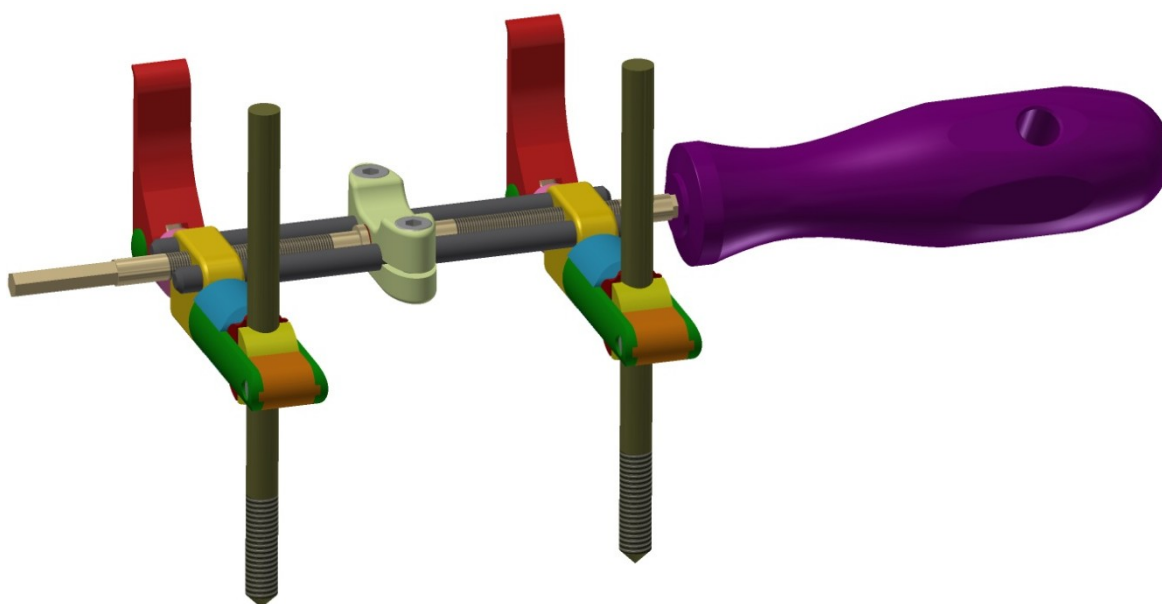
Nevýhody: Náročnost na sterilizaci z důvodu mnoha jednotlivých součástí a jejich záhybů.

5.3 Výsledné konstrukční řešení přípravku

Zadané podmínky nejlépe splňuje varianta č.7. Díky použitému systému uchycení Schanzových šroubů umožňuje přípravek nastavení polohy ve třech osách:

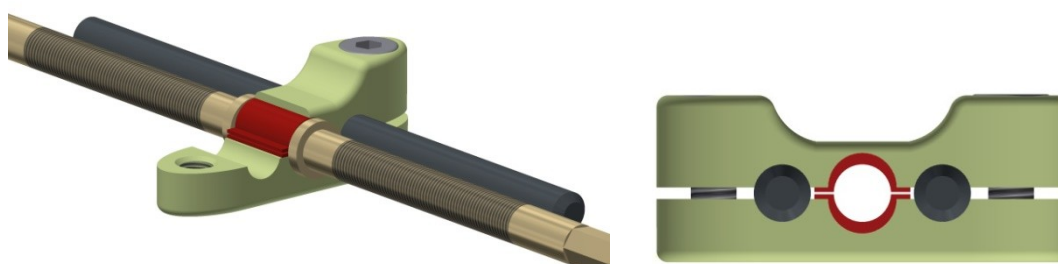
- výškové nastavení celého přípravku
- otáčení kolem osy táhla
- otáčení vidlice spolu s oběma zarážkami kolem pouzder v rozsahu $\pm 30^\circ$

Výhodné je jednoduché upnutí přípravku k Schanzovu šroubu pomocí výstředníku.



Obr. 5.19 Přípravek připevněn ke Schanzově šroubu a roztažen do krajní polohy

Kompresa a distrakce mezi Schanzovými šrouby je řešena posunováním pohyblivých upínek (zlatá) pomocí pohybového šroubu (viz obr. 5.19). Pohybový šroub je uložen v kluzných pouzdrech ve střední svěrci (světle zelená). Kluzná pouzdra (červená) jsou proti pootočení zajištěna výstupky (viz obr. 5.20).

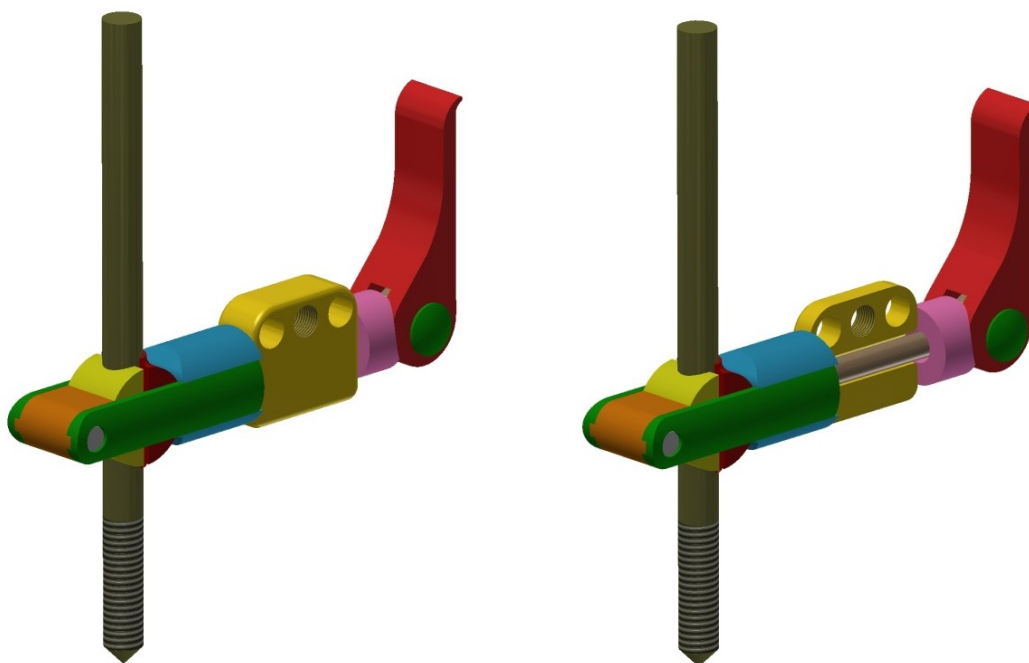


Obr. 5.20 Umístění kluzných pouzder ve střední svěrci

Vůči axiálnímu posunu je pohybový šroub opatřen ve střední části osazeními, mezi nimiž jsou umístěny svěrky s kluznými pouzdry (viz obr. 5.20). Tyto svěrky zároveň pevně obepínají vodicí tyče.

Otáčením pohybového šroubu pomocí rukojeti (fialová) nástrčného šroubováku, která je nasunuta na šestihranný konec šroubu, se posunují pohyblivé upínky. Pro vymezení přesné dráhy posunu prochází těmito upínkami vodicí tyče (černá).

Vlastní upnutí Schanzových šroubů k pohyblivým upínkám je řešeno rychloupínacím mechanismem (viz obr. 5.21). Základní částí je táhlo, procházející pohyblivou upínkou, které je zašroubováno do vidlice (zelená).

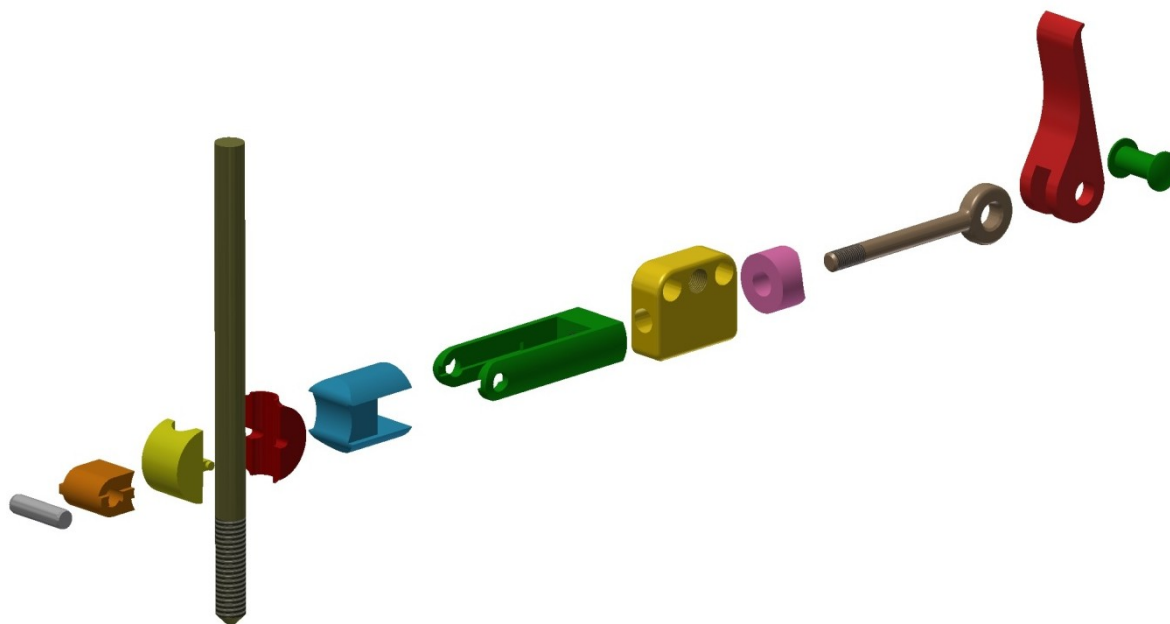


Obr. 5.21 Znáznornění výstředníkového mechanismu

Montáž pohyblivých komponent do vidlice (zelená) obr. 5.22:

Nejprve je do vidlice zasunuta tvarovaná zarážka (modrá), která je vedena po horní a spodní ploše vidlice. Zarážka je zasunuta až na její dno. Do válcového zahloubení tvarované zarážky se umístí dvě do sebe vsazená pouzdra (žlutá a červená). Červené pouzdro je na boku opatřeno vybráním, do něhož je umístěn výčnělek druhého pouzdra (žlutá). Tímto je zabráněno vzájemnému oddělení pouzder. Žluté pouzdro je opatřeno výčnělky s čepy, které slouží k pohybu v drážce vidlice. Po sestavení přípravku tvoří pouzdra dvojici obepínající Schanzův šroub.

Na konci vidlice je umístěna koncovka (oranžová), která bude tvořit pevnou oporu pro jednotlivé komponenty zasunuté ve vidlici. Koncovka je ve vidlici zajištěna kolíkem. Důležitou část rychloupínacího mechanismu tvoří výstředník (světle červená), jenž je zajištěn čepem (zelená) v oku táhla. Nedílnou součástí mechanismu je rovněž tvarovaná podložka (růžová).



Obr. 5.22 Znáznornění sestavení upínacího mechanismu

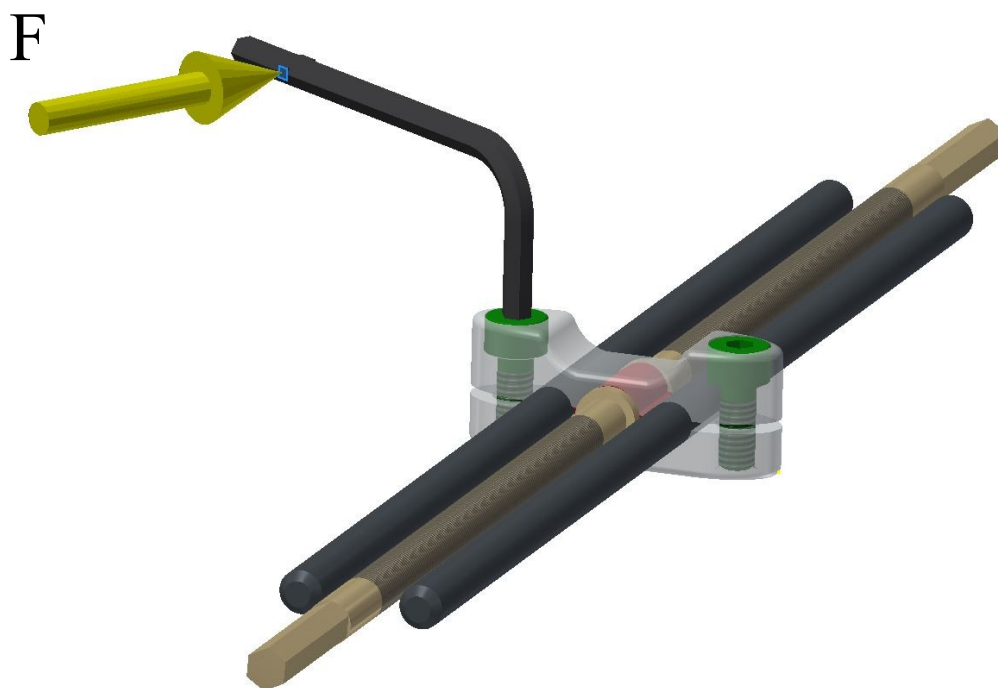
Proces upnutí přípravku k Schanzových šroubům:

Na šrouby se nasadí přípravek, tzn. pouzdra se nasunou na šrouby v dané výšce od povrchu končetiny. Poté si lékař nastaví vzájemný úhel mezi šrouby a přípravkem. K zajištění polohy je použit rychloupínací mechanismus, tzn. otočením výstředníku vůči tvarované podložce dojde k sevření Schanzových šroubů v pouzdrech. Ty jsou přitlačovány z jedné strany koncovkou, z druhé tvarovanou zarážkou. Zarážka se tím posune po vidlici a zapře se druhou stranou o pohyblivou upínku.

6 PEVNOSTNÍ VÝPOČTY

6.1 Výpočet únosnosti svěrného spoje střední svorky

V následujícím výpočtu bude určena únosnost svěrného spoje tj. spočítaná maximální velikost axiální síly F_a působící ve vodící tyči. Ve spoji jsou použity dva šrouby M4x10 ISO 4762 (viz obr 6.1, podrobné údaje jsou uvedeny v tabulce 6.1).

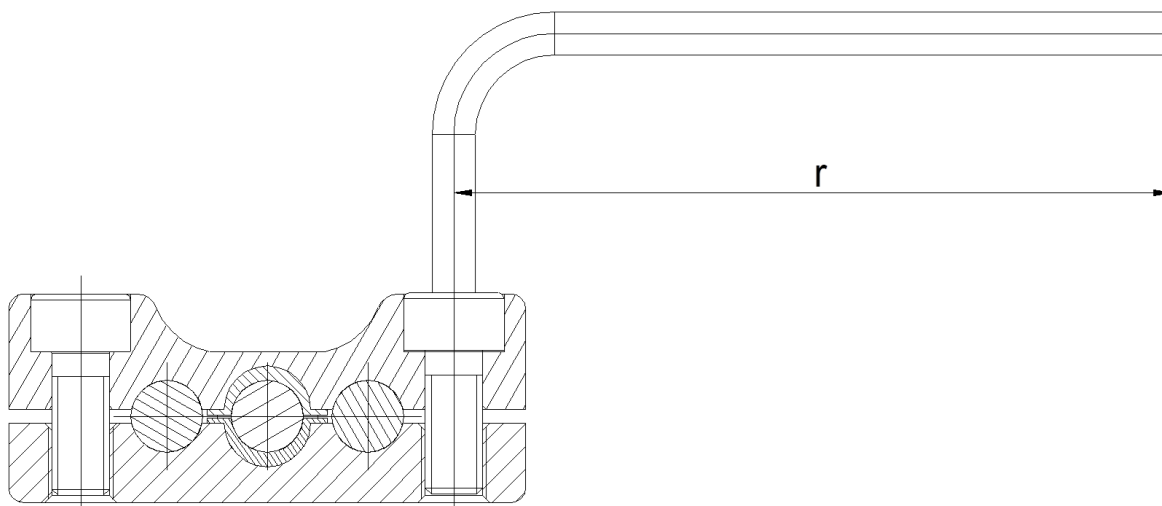


Obr. 6.1 Znázornění síly působící na imbusový klíč

Tab. 6.1 Parametry závitu M4 [7]

Veličina	Označení	Velikost	Rozměr
Velký průměr (jmenovitý rozměr) závitu	d	4	[mm]
Střední průměr závitu	d_2	3,545	[mm]
Malý průměr závitu	d_3	3,141	[mm]
Rozteč	P	0,7	[mm]
Stoupání	P_h	0,7	[mm]
Úhel profilu	α	60	[°]
Velikost hlavy šroubu	d_s	7	[mm]

Pro určení utahovacího momentu jsem musel zjistit rozměry imbusového klíče. Sílu nutnou pro utažení jsem zvolil $F = 100\text{N}$.



Obr. 6.2 Znáznornění svěrného spoje se zápusťnými šrouby a délkou ramene klíče

Při utahování hlavy šroubu utahovacím momentem M_u je nutné překonat moment tření na závitě M_z a moment tření na hlavě šroubu M_m . Platí tedy:

$$M_u = M_z + M_m \quad [\text{N} \cdot \text{m}] \quad (1)$$

$$M_u = F \cdot r \quad [\text{N} \cdot \text{m}] \quad (2)$$

kde

F [N] utahovací síla

r [mm] rameno, na kterém působí síla vyvozená rukou, $r = 50 \text{ mm}$ (viz obr. 6.2)

$$M_m = F_o + f_m \cdot \frac{d_s}{2} \quad [\text{N} \cdot \text{m}] \quad (3)$$

kde

F_o [N] osová síla ve šroubu

f_m [1] součinitel tření na dosedací ploše hlavy šroubu, dle [8] volím $f_m = 0,20$

$$M_z = \frac{F_o}{2} \cdot \tan(\gamma + \varphi') \cdot d_2 \quad [\text{N} \cdot \text{m}] \quad (4)$$

kde

γ [°] úhel stoupání závitu

φ' [°] redukovaný třecí úhel

$$\gamma = \arctg \left(\frac{P_h}{\pi \cdot d_2} \right) \quad [^\circ] \quad (5)$$

$$\gamma = \arctg \left(\frac{0,7}{\pi \cdot 3,545} \right) \quad [^\circ]$$

$$\gamma = 3,596^\circ = 3^\circ 35'$$

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{f_z}{\cos \left(\frac{\alpha}{2} \right)} \right) \quad [^\circ] \quad (6)$$

kde

f_z [1] součinitel smykového tření na závitu, dle tab. 6.2 volím pro povrch matice neupravený, povrch šroubu neupravený, nemazané závity $f_z = 0,25$ [1]

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{0,25}{\cos \left(\frac{60}{2} \right)} \right) \quad [^\circ]$$

$$\varphi' = 16,102^\circ = 16^\circ 6'$$

$$\gamma \leq \varphi'$$

$$3^\circ 35' \leq 16^\circ 6'$$

Podmínka samosvornosti je splněna, šroub je samosvorný.

Tab. 6.2 Součinitel smykového tření na závitu f_z dle [8]

Povrch matice	Povrch šroubu	Součinitel tření na závitu f_z u závitů		
		nemazaných	mazaných olejem	mazaných pastou MoS ₂
neupravený	neupravený	0,19 ÷ 0,36	0,16 ÷ 0,24	0,12 ÷ 0,18
	fosfátovaný	0,28 ÷ 0,40	0,17 ÷ 0,30	0,13 ÷ 0,17
	černěný	0,27 ÷ 0,36	0,25 ÷ 0,28	0,16 ÷ 0,23
	zinkovaný	0,13 ÷ 0,22	0,13 ÷ 0,18	0,11 ÷ 0,16
	kadmiovaný	0,10 ÷ 0,18	0,10 ÷ 0,17	0,13 ÷ 0,17
zinkovaný	zinkovaný	0,21 ÷ 0,43	0,11 ÷ 0,17	0,10 ÷ 0,13
kadmiovaný	kadmiovaný	0,15 ÷ 0,38	0,10 ÷ 0,17	0,10 ÷ 0,13

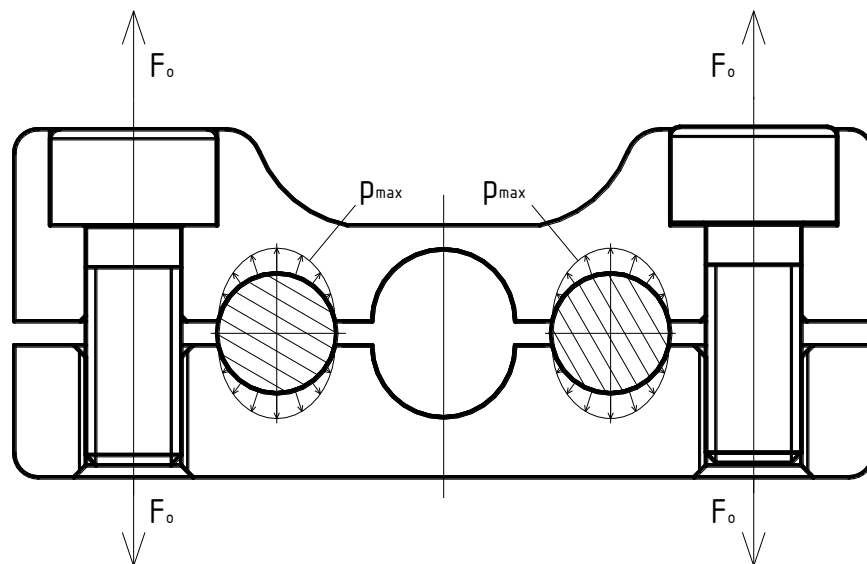
Po dosazení a úpravě dostáváme vztah pro výpočet osově síly ve šroubu F_0 :

$$F \cdot r = \frac{F_0}{2} \cdot \tan(\gamma + \varphi') \cdot d_2 + F_0 + f_m \cdot \frac{d_s}{2} \quad [\text{N}]$$

$$F_0 = \frac{2 \cdot 100 \cdot 0,05}{\tan(3,596 + 16,102) \cdot 0,003545 + 0,20 \cdot 0,007} \quad [\text{N}]$$

$$F_0 = 3746,51 \text{ N}$$

Vodící tyče jsou ve střední části upevněny pomocí svěrného spojení, jedná se zde o dělený náboj. Jelikož jsou vodící tyče uloženy v náboji bez vůle, předpokládá se kosinusové rozložení tlaku v dotykové ploše mezi vodícími tyčemi a nábojem (viz obr. 6.3 - nejsou zde zobrazeny šrafy z důvodu přehlednosti).



Obr. 6.3 Rozložení tlaku ve svěrném spoji

Potřebná osová síla F_0 ve šroubu náboje je určena vztahem:

$$F_0 = \frac{\pi}{4} \cdot p_{max} \cdot d_t \cdot l \cdot \frac{1}{i} \quad [\text{N}] \quad (7)$$

kde

p_{max} [MPa] tlak v dotykové ploše

d_t [mm] průměr vodící tyče, $d_t = 5 \text{ mm}$

l [mm] délka náboje, $l = 10 \text{ mm}$

i [1] počet šroubů, na jednu vodící tyč působí 1 šroub

Pro známou velikost osově síly ve šroubu F_o si vypočteme velikost maximálního přenášeného tlaku v dotykové ploše:

$$p_{max} = \frac{4 \cdot F_o \cdot i}{d_t \cdot l \cdot \pi} \quad [\text{MPa}] \quad (8)$$

$$p_{max} = \frac{4 \cdot 3746,51 \cdot 1}{5 \cdot 10 \cdot \pi} \quad [\text{MPa}]$$

$$\mathbf{p_{max} = 95,40 \text{ MPa}}$$

Utažením spojů je ve svěrné ploše vyvolán tlak $p_{max}=95,40 \text{ MPa}$, který zamezí posunutí vodící tyče ve spoji.

Dovolený tlak ve stykové ploše pro ocelový náboj dosahuje hodnot $p_D = 100 - 120 \text{ MPa}$, dle [8]. Z toho je patrné, že navrhovaný svěrný spoj vyhovuje.

Pro maximální přenášenou axiální sílu F_a ve vodící tyči platí:

$$F_a = 2 \cdot p_{max} \cdot d_t \cdot f \cdot l \cdot \frac{1}{n} \quad [\text{N}] \quad (9)$$

kde

F_a [N] axiální síla

f [1] součinitel smykového tření ve stykové ploše, dle [8] volím $f = 0,2$

n [1] bezpečnost spoje, dle [8] volím $n = 1,2$

$$F_a = 2 \cdot 95,40 \cdot 5 \cdot 0,2 \cdot 10 \cdot \frac{1}{1,2} \quad [\text{N}]$$

$$\mathbf{F_a = 1590 \text{ N}}$$

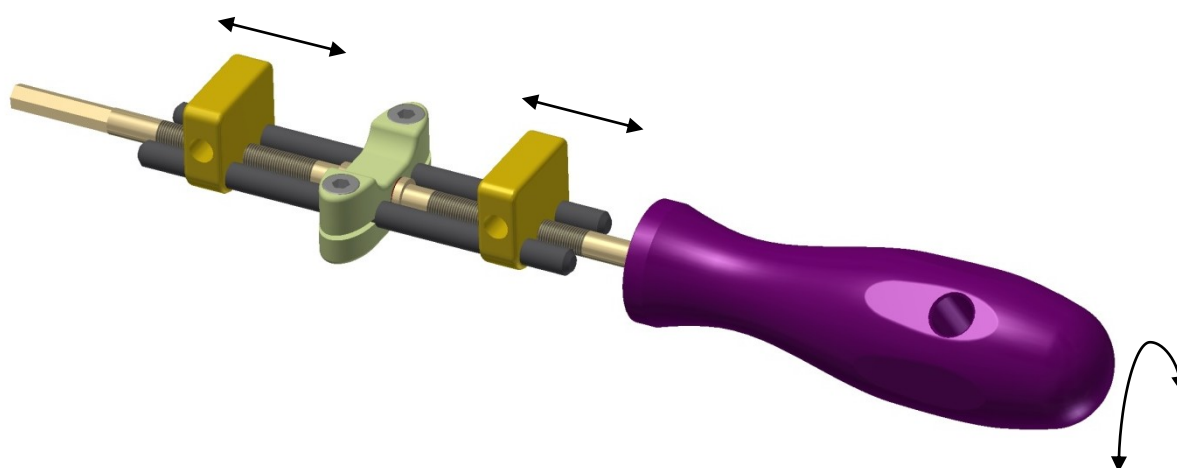
Maximální síla, kterou je svěrné spojení možno bezpečně zajistit, je 1590 N.

6.2 Pevnostní kontrola pohybového šroubu

Pohybový šroub (parametry tab. 6.3) se volně otáčí v kluzném pouzdře pevné upínky, šroub je opatřen levým a pravým závitem. Otáčením šroubu dochází k posunu pohyblivých upínek. Manipulace bude zajištěna otáčením rukojeti šroubováku, která bude nastrčena na šestihran ukončující šroub (viz obr. 6.3).

Tab. 6.3 Parametry závitu M5x0,5 [7]

Veličina	Označení	Velikost	Rozměr
Velký průměr (jmenovitý rozměr) závitu	d	5	[mm]
Střední průměr závitu	d_2	4,675	[mm]
Malý průměr závitu	d_3	4,387	[mm]
Rozteč	P	0,5	[mm]
Stoupání	P_h	0,5	[mm]
Úhel profilu	α	60	[°]



Obr. 6.4 Uložení pohybového šroubu

Pro výpočet úhlu stoupání závitu γ (viz obr. 6.5) a redukovaný třecí úhel φ' platí již dříve zmíněné vztahy:

$$\gamma = \arctg \left(\frac{P_h}{\pi \cdot d_2} \right) \quad [^\circ]$$

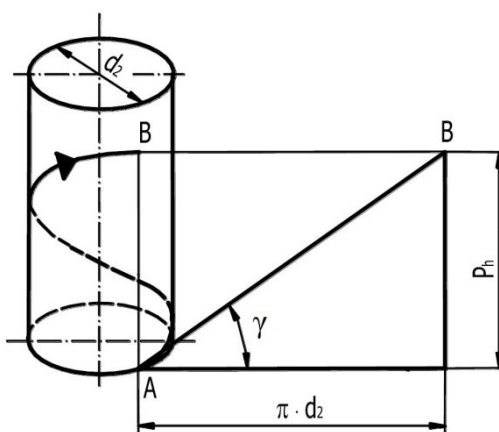
$$\gamma = \arctg \left(\frac{0,5}{\pi \cdot 4,675} \right) \quad [^\circ]$$

$$\gamma = 1,95 = 1^\circ 56'$$

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{f_z}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \right) \quad [^\circ]$$

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{0,25}{\cos\left(\frac{60}{2}\right)} \right) \quad [^\circ]$$

$$\varphi' = 16,102 = 16^\circ 6'$$



Obr. 6.5 Znáznornění parametrů závitu [9]

Součinitel smykového tření na závitu volím dle tab. 6.2 pro povrch matice neupravený, povrch šroubu neupravený, nemazané závity $f_z = 0,25$.

Pro rovnováhu momentů platí:

$$M_z = M_u \quad [\text{N}] \quad (10)$$

$$2 \cdot F_t \cdot \frac{d_2}{2} = F \cdot L_1 \quad [\text{N}]$$

kde

F_t [N] třecí síla v závitu, tato síla je zde uvedena dvakrát, jelikož jsou zde použity dvě matice

F [N] síla vyvozená rukou, lékaři doporučeno $F = 100 \text{ N}$

L_1 [mm] páka, na níž působí síla ruky, $L_1 = 15 \text{ mm}$ (polovina průměru rukojeti šroubováku)

Za třecí sílu se dosadí:

$$F_t = F_o \cdot \tan(\gamma + \varphi') \quad [\text{N}]$$

Po úpravě dostaneme osovou tahovou sílu ve šroubu F_o :

$$F = F_o \cdot \frac{L_1}{d_2} \cdot \tan(\gamma + \varphi') \quad [\text{N}]$$

$$F_o = F \cdot \frac{L_1}{d_2 \cdot \tan(\gamma + \varphi')} \quad [\text{N}]$$

$$F_o = 100 \cdot \frac{15}{4,675 \cdot \tan(16,102 + 1,95)} \quad [\text{N}]$$

$$\mathbf{F_o = 985,03N}$$

Krouticí moment na rukojeti se dělí na dvě poloviny, které prostřednictvím k sobě nebo od sebe pohybujících se pohyblivých upínek vytváří ve šroubu osovou tahovou sílu F_o . Tato síla je po celé délce šroubu (mezi pohyblivými upínkami) stejná.

Šroub je namáhán tahovým a krutovým napětím.

Pevnostní kontrola jádra závitového šroubu dle HMM:

- smykové napětí

$$\tau_s = \frac{M_k}{W_k} = \frac{F \cdot L_1}{\frac{\pi \cdot d_3^3}{16}} \quad [\text{MPa}] \quad (11)$$

kde

τ_s	[MPa]	namáhání ve smyku
M_k	[N·m]	krouticí moment
W_k	[mm ³]	průřezový modul v krutu

$$\tau_s = \frac{100 \cdot 15}{\frac{\pi \cdot 4,387^3}{16}} \quad [\text{MPa}]$$

$$\mathbf{\tau_s = 90,48MPa}$$

- tahové napětí

$$\sigma_t = \frac{F_o}{S} = \frac{F_o}{\frac{\pi \cdot d_3^2}{4}} \quad [\text{MPa}] \quad (12)$$

kde

σ_t	[MPa]	napětí v tahu
S	[mm ²]	průřez jádra šroubu

$$\sigma_{\tau} = \frac{985,03}{\frac{\pi \cdot 4,387^2}{16}} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{\tau} = \mathbf{65,17\text{MPa}}$$

Ohybové napětí není nutno počítat, jelikož je ohyb eliminován pomocí dvou vodících tyčí.

Pro kontrolu šroubu je nutno spočítat redukované napětí σ_{red} :

$$\sigma_{red} = \sqrt{\sigma_{\tau}^2 + 3 \cdot \tau^2} \quad [\text{MPa}] \quad (13)$$

$$\sigma_{red} = \sqrt{65,17^2 + 3 \cdot 90,48^2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{red} = \mathbf{169,73\text{MPa}}$$

Vypočtené redukované napětí, které musí být menší nebo rovno dovolenému napětí se určí ze znalosti meze kluzu materiálu a součinitele statické bezpečnosti.

$$k_s = \frac{R_e}{\sigma_D} \rightarrow \sigma_D = \frac{R_e}{k_s} \quad [\text{MPa}] \quad (14)$$

kde

R_e [MPa] mez kluzu materiálu 1.4021, $R_e = 680 \text{ MPa}$

k_s [1] součinitel statické bezpečnosti, dle [7] volím $k_s = 1,7$

σ_D [MPa] dovolené napětí

$$\sigma_D = \frac{680}{1,7} = 400\text{MPa}$$

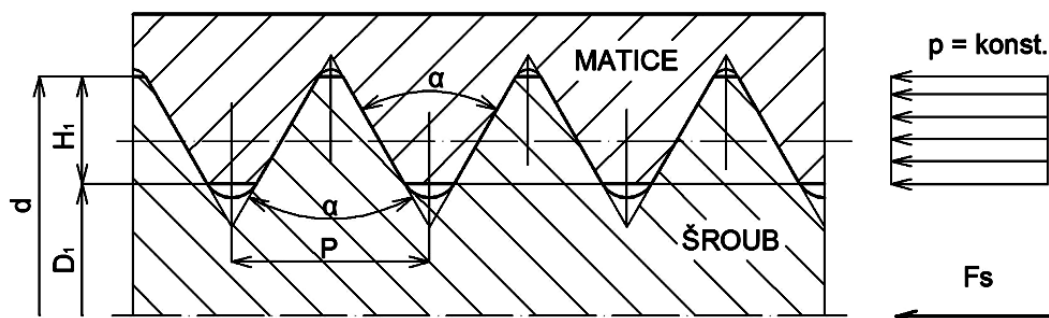
$$\sigma_{red} < \sigma_D$$

$$\mathbf{169,73\text{MPa} < 400\text{MPa}}$$

Podmínka je splněna, mnou navržený šroub pevnostně vyhovuje.

6.3 Výpočet výšky matice h pohyblivé upínky

Pro určení potřebné velikosti matice, se vychází nepřímo z kontroly měrného tlaku v závitech. Předpokládá se rovnoměrné rozložení tlaku v závitech (obr. 6.6). Větší skutečné zatížení prvních závitů matice se respektuje sníženou hodnotou dovoleného měrného tlaku mezi závity p_D .



Obr. 6.6 Znáznornění závitu pohybového šroubu

$$p \leq p_D \quad [\text{MPa}]$$

$$\frac{F_o}{\pi \cdot d_2 \cdot H_1 \cdot z} \leq p_D \quad [\text{MPa}] \quad (15)$$

kde

p	[MPa]	měrný tlak
p_D	[MPa]	dovolený měrný tlak (ocel-ocel), dle 6.4 volím $p_D = 20\text{MPa}$
z	[1]	počet závitů
H_1	[mm]	nosná výška závitu

Tab. 6.4 Dovolena měrný tlak v závitech pohybového šroubu [9]

Šroub	Matice	p_D [MPa]
ocelový	ocelová	20
	olovnatý bronz	15
	šedá litina	10

Potřebný počet závitů z se určí ze vztahu:

$$z \geq \frac{F_o}{\pi \cdot d_2 \cdot H_1 \cdot p_D} \quad [1]$$

$$z = \frac{985,03}{\pi \cdot 4,675 \cdot 0,2705 \cdot 20} \quad [1]$$

$$z = 12,39 \cong 12,4 \quad [1]$$

Nosnou hloubku závitu H_1 určíme pomocí vztahu:

$$H_1 = \frac{d - D_1}{2} \quad [\text{mm}] \quad (16)$$

$$H_1 = \frac{5 - 4,459}{2} \quad [\text{mm}]$$

$$H_1 = 0,2705 \text{ mm}$$

kde

D_1 [mm] malý průměr závitu matice, dle [7] $D_1 = 4,459 \text{ mm}$

Potřebnou výšku matice h vypočteme ze vztahu:

$$h = \frac{z \cdot P_h}{n_z} \quad [\text{mm}] \quad (17)$$

$$h = \frac{12,4 \cdot 0,5}{1} \quad [\text{mm}]$$

$$h = 6,2 \text{ mm}$$

kde

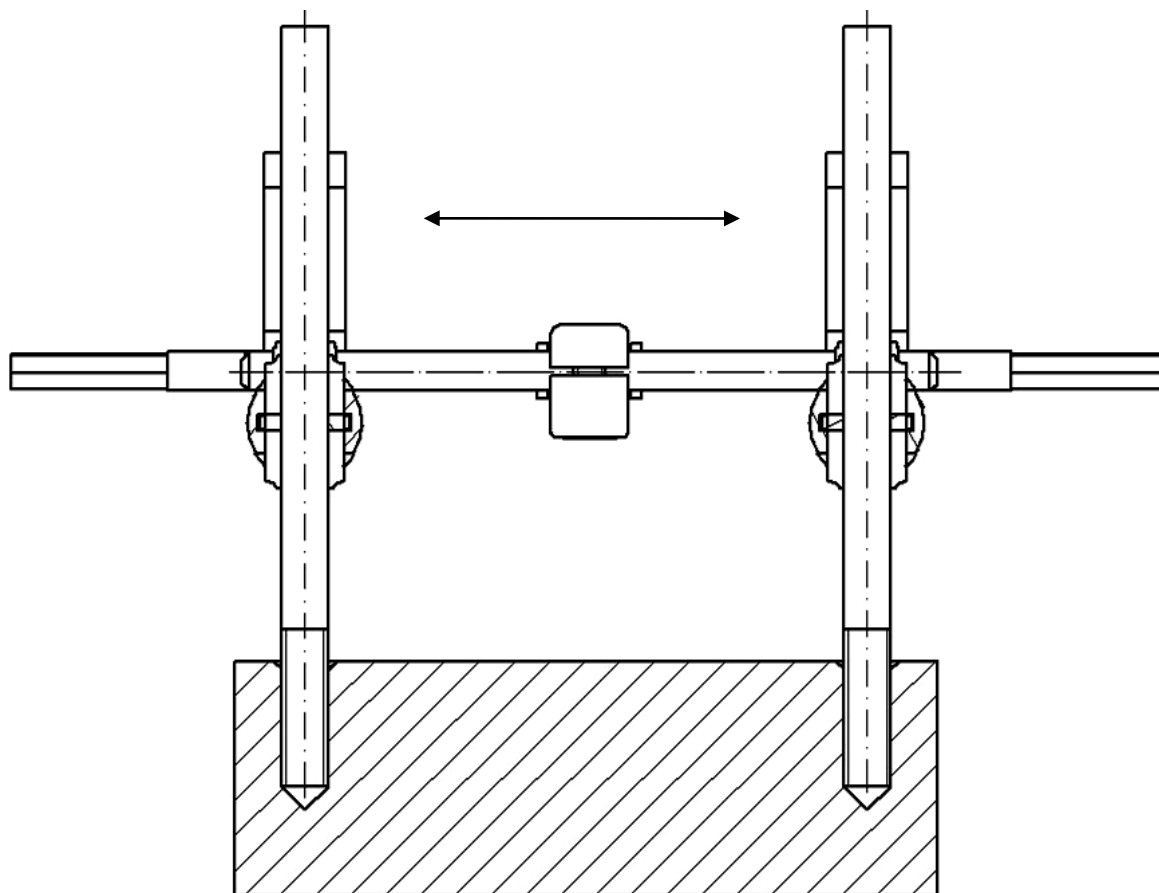
n_z [1] počet chodů závitu

Minimální výška matice je rovna 6,2 mm, z konstrukčních důvodů volím výšku 8 mm.

6.4 Výpočet sil působících na Schanzův šroub

Schanzovy šrouby jsou vyráběny z materiálu Titan – Grade 5 6Al-4V ELI, jehož mechanické vlastnosti jsou $R_m = 825 - 860 \text{ MPa}$ a $R_e = 760 - 795 \text{ MPa}$.

Pro výpočet volím hodnoty $R_m = 840 \text{ MPa}$ a $R_e = 780 \text{ MPa}$ dle [40]



Obr. 6.7 Působení přípravku na vetknuté šrouby

Na Schanzův šroub působí osová síla pohybového šroubu $F_o = 985,03 \text{ N}$ skloněná pod úhlem $\alpha' = 20^\circ$ (viz obr. 6.8).

Síla F_o se rozkládá na složku F_{oy} , která působí kolmo na osu šroubu a způsobuje ohyb Schanzova šroubu a složku F_{ox} , jenž působí v ose šroubu.

$$F_{oy} = F_o \cdot \cos \alpha' \quad [\text{N}] \quad (18)$$

$$F_{oy} = 985,03 \cdot \cos 20 \quad [\text{N}]$$

$$F_{oy} = \mathbf{925,63 \text{ N}}$$

$$F_{ox} = F_o \cdot \sin \alpha' \quad [\text{N}] \quad (19)$$

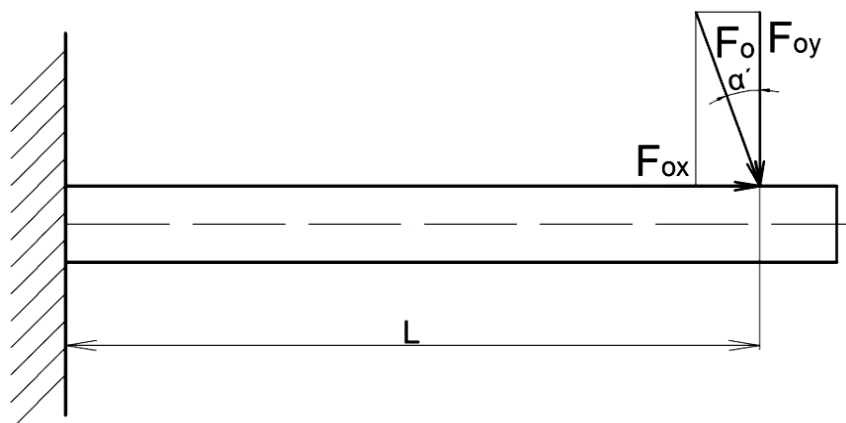
$$F_{ox} = 985,03 \cdot \sin 20 \quad [\text{N}]$$

$$F_{ox} = 336,90 \text{ N}$$

kde

F_{ox} [N] síla působící v ose šroubu

F_{oy} [N] síla působící kolmo k ose šroubu



Obr. 6.8 Působící síly na vetknutý šroub

6.5 Výpočet sil působících na pouzdra umístěná na Schanzově šroubu

Pro vyvození pevného sevření Schanzova šroubu v pouzdrech je nutná osová síla působící v táhle F_{ot} .

$$F_{ot} = \frac{\pi}{4} \cdot p_{max} \cdot d_{sch} \cdot l_p \cdot \frac{1}{i} \quad [\text{N}]$$

kde

d_{sch} [mm] průměr Schanzova šroubu, $d_{sch} = 6 \text{ mm}$

Při distrakci nebo kompresi mezi vetknutými šrouby se snaží přípravek posunout po Schanzově šroubu, tomu se zabráňuje svěrným spojením pouzdry. Maximální osová síla v Schanzově šroubu F_{ox} vyvolává tlak v dotykových plochách p_{max} :

$$F_{ox} = 2 \cdot p_{max} \cdot d_{sch} \cdot l_p \cdot f \cdot \frac{1}{n} \rightarrow p_{max} = \frac{F_{ox} \cdot n}{2 \cdot d_{sch} \cdot f \cdot l_p} \quad [\text{MPa}]$$

$$p_{max} = \frac{336,9 \cdot 1,2}{2 \cdot 6 \cdot 0,2 \cdot 15} \quad [\text{MPa}]$$

$$p_{max} = 11,23 \text{ MPa}$$

kde

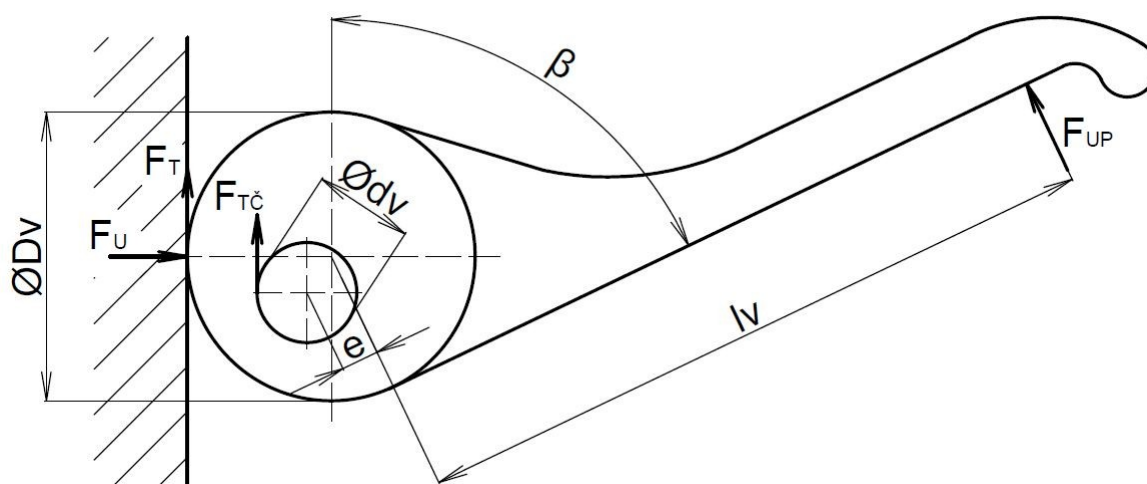
$$l_p \quad [\text{mm}] \quad \text{délka otvoru pouzdra, } l = 15 \text{ mm}$$

$$F_{ot} = \frac{\pi}{4} \cdot 11,23 \cdot 6 \cdot 15 \cdot 1 \quad [\text{N}]$$

$$F_{ot} = 793,80 \text{ N}$$

Tímto výpočtem jsme získali minimální upínací sílu, kterou musí vyvinout rychloupínací mechanismus pro zajištění pevného sevření.

Stanovení upínací síly se určí dle obr. 6.9



Obr. 6.9 Znázornění výstředníku působícího na podložku

Mezi výstředníkem a podložkou působí třecí síla F_T , jež je dána:

$$F_T = F_U \cdot \mu \quad [\text{N}] \quad (20)$$

kde

F_T [N] třecí síla mezi výstředníkem a podložkou

F_U [N] upínací síla, $F_U = F_{ot}$

μ [1] součinitel smykového tření, dle [7] volím $\mu = 0,15$

Výpočet třecí síly mezi výstředníkem a čepem:

$$F_{T\check{c}} = F_U \cdot \mu_{\check{c}} \quad [\text{N}] \quad (21)$$

kde

$F_{T\check{c}}$ [N] třecí síla mezi výstředníkem a čepem

$\mu_{\check{c}}$ [1] součinitel čepového tření, dle [7] volím $\mu_{\check{c}} = 0,06$

Momentová podmínka k bodu středu otáčení čepu (viz obr. 6.9):

$$M_{UP} - M_T - M_U - M_{T\check{c}} = 0 \quad (22)$$

$$M_{UP} = M_T + M_U + M_{T\check{c}}$$

Po dosazení dostáváme následující vztah:

$$F_{UP} \cdot l_v = F_T \cdot \left(\frac{D_v}{2} + (e \cdot \cos \beta) \right) + F_U \cdot (e \cdot \sin \beta) + F_{T\check{c}} \cdot \frac{d_v}{2} \quad [\text{N}]$$

kde

F_{UP} [N] síla na páce výstředníku

l_v [mm] délka výstředníku

D_v [mm] vnější průměr výstředníku

d_v [mm] průměr čepu výstředníku

e [mm] výstřednost, $e = 1,414$ mm

β [°] úhel pootočení výstředníku

$$F_T = F_U \cdot \mu \quad [\text{N}] \quad (23)$$

$$F_{T\check{c}} = F_U \cdot \mu_{\check{c}} \quad [\text{N}] \quad (24)$$

$$F_{UP} \cdot l_v = F_U \cdot \mu \cdot \left(\frac{D_v}{2} + (e \cdot \cos \beta) \right) + F_U \cdot (e \cdot \sin \beta) + F_U \cdot \mu_{\check{c}} \cdot \frac{d_v}{2} \quad [\text{N}]$$

$$F_{UP} = \frac{F_U \cdot \left[\mu \cdot \left(\frac{D_v}{2} + (e \cdot \cos \beta) \right) + e \cdot \sin \beta + \mu_{\check{c}} \cdot \frac{d_v}{2} \right]}{l_v} \quad [\text{N}]$$

$$F_{UP} = \frac{793,8 \cdot \left[0,15 \cdot \left(\frac{13}{2} + (1,414 \cdot \cos 60) \right) + 1,414 \cdot \sin 60 + 0,06 \cdot \frac{5}{2} \right]}{34} \quad [\text{N}]$$

$$F_{UP} = 57,33 \text{ N}$$

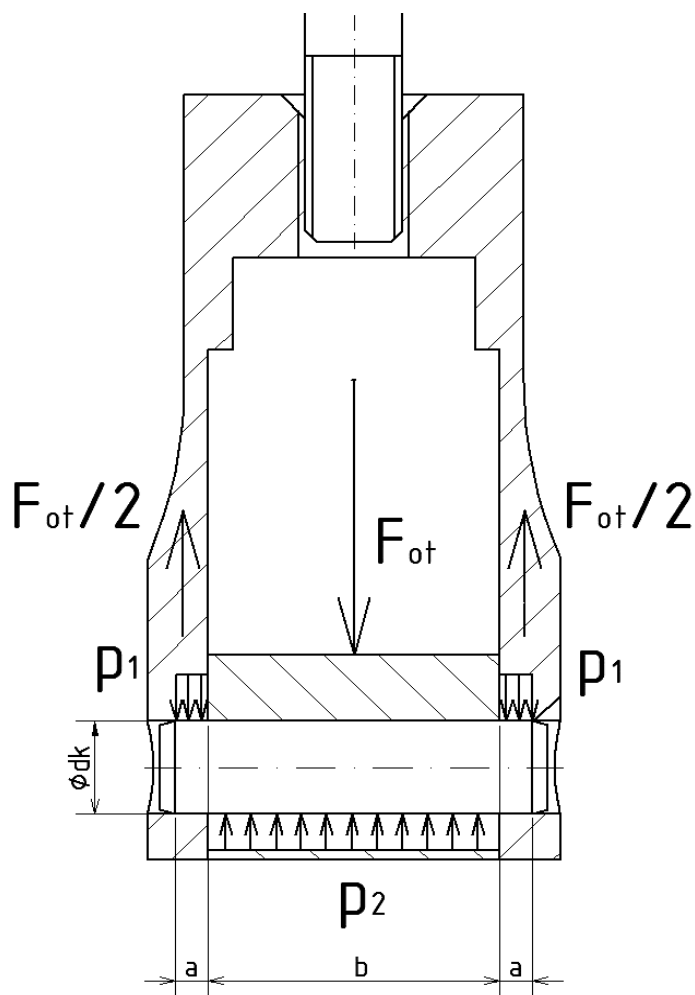
Velikost upínací síly vyvozené výstředníkem na upínané komponenty činí $F_{UP} = 57,33$ N.

6.6 Výpočet kolíku v pevné koncovce

Pro spoj je použit normalizovaný válcový kolík nezakalený 4 x 16 – A ISO 2338. [7]

Při kontrole na otlacení bereme v úvahu nejmenší otláčovanou plochu.

Pro tento případ platí rozdělení smykové síly na dvě plochy (viz obr. 6.10), na plochu dvě plochy vidlice a na plochu koncovky.



Obr. 6.10 Znázornění působení měrného tlaku ve vidlici

Kontrola kolíku na smyk (střih):

$$\tau_s = \frac{2 \cdot F_{ot}}{\pi \cdot d_k^2} \leq \tau_{s\,dov} \quad [\text{MPa}] \quad (25)$$

kde

τ_s [MPa] namáhání smykem

$\tau_{s\,dov}$ [MPa] dovolené napětí, dle [9] pro materiál kolíku 11 373 je $\tau_{s\,DOV} = 50\text{MPa}$

d_k [mm] průměr kolíku

$$\tau_s = \frac{2 \cdot 793,8}{\pi \cdot 4^2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\tau_s = 31,58 \text{ MPa}$$

$$\tau_s < \tau_{s \text{ dov}}$$

$$31,58 \text{ MPa} < 50 \text{ MPa}$$

kontrola na otláčení:

- ve vidlici

$$p_1 = \frac{F_{ot}}{a \cdot d_k^2} \leq p_D \quad [\text{MPa}] \quad (26)$$

kde

p_1 [MPa] tlak ve styčné ploše kolíku s vidlicí

a [mm] styčná šířka ramene vidlice $a = 1,37 \text{ mm}$

p_D [MPa] dovolený měrný tlak, dle [9] je $p_D = 80 \text{ MPa}$

$$p_1 = \frac{793,8}{1,37 \cdot 4^2}$$

$$p_1 = 36,21 \text{ MPa}$$

- v koncovce

$$p_2 = \frac{F_{ot}}{b \cdot d_k^2} \leq p_D \quad [\text{MPa}] \quad (27)$$

kde

b [mm] šířka koncovky

p_2 [MPa] tlak ve styčné ploše kolíku s koncovkou

$$p_2 = \frac{793,8}{12 \cdot 4^2}$$

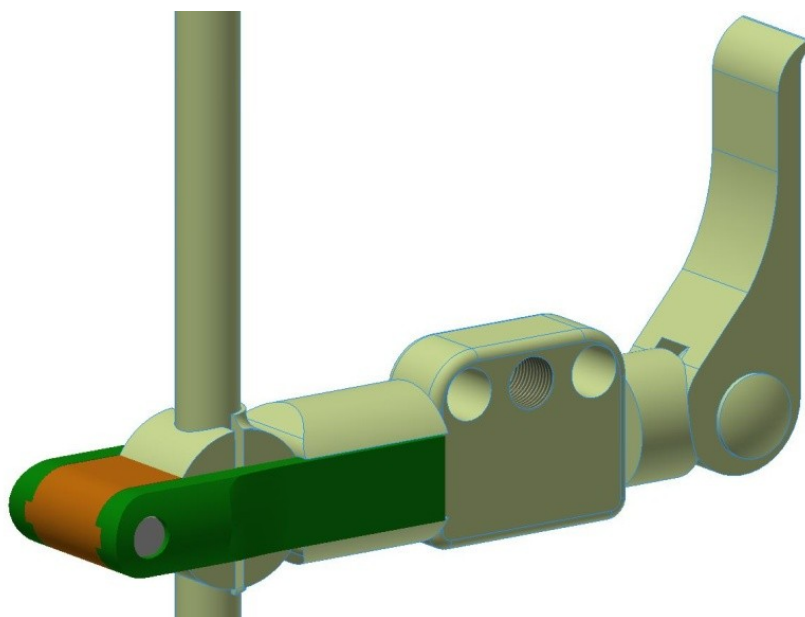
$$p_2 = 4,13 \text{ MPa}$$

$$p_1, p_2 \leq p_D$$

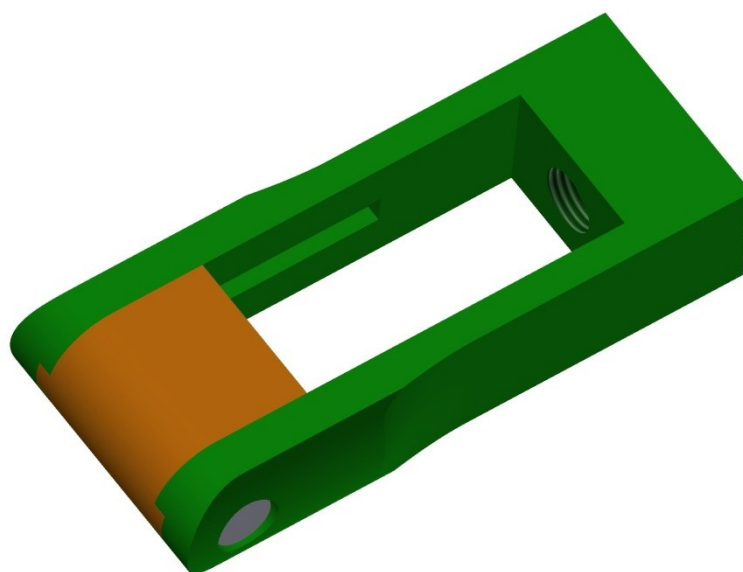
Z kontrola měrného tlaku ve vidlici p_1 a v koncovce p_2 vyplývá, že navržený spoj vyhovuje.

7 PEVNOSTNÍ ANALÝZA

Pevnostní analýza byla provedena metodou konečných prvků v prostředí programu Autodesk Inventor 2014. Při torbě pevnostní analýzy jsem se zabýval kontrolou důležitého konstrukčního uzlu a to spojení vidlice s koncovkou pomocí nalisovaného kolíku (viz obr. 7.2). Toto spojení, které je součástí upínacího mechanismu, slouží k upnutí přípravku k Schanzovu šroubu (viz obr. 7.1). Analýze jsem podrobil jen součásti, ve kterých je umístěn řešený kolík. Toto omezení bylo z důvodu zjednodušení analýzy.



Obr. 7.1 Znáznornění analyzovaného uzlu



Obr. 7.2 Detail vidlice s koncovkou

Okrajové podmínky:

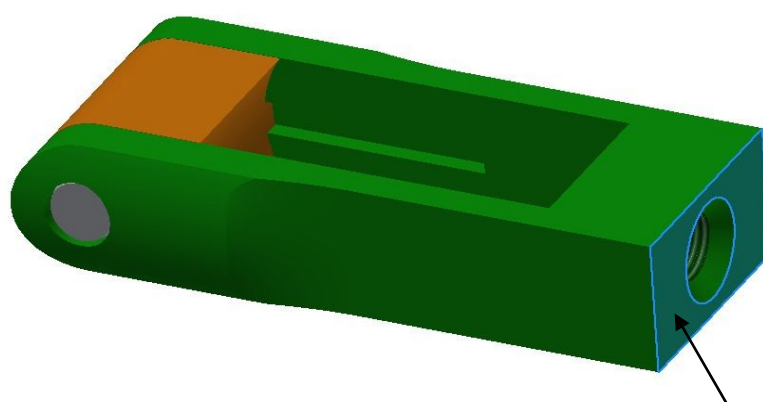
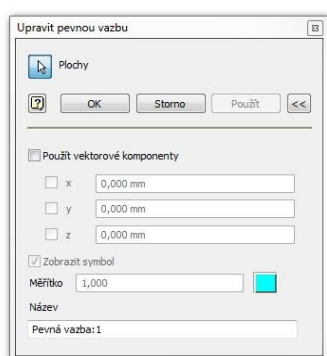
Materiál:

Vidlice i koncovka jsou vyrobeny z materiálu 1.4021, jehož mechanické vlastnosti volím $R_m = 840 \text{ MPa}$ a $R_e = 780 \text{ MPa}$ dle [40].

Materiál kolíku je 11 373.

Vazby:

Pro analýzu je použita pevná vazba, která omezuje pohyb vybrané geometrie ve všech směrech. Tato vazba je umístěna na plochu čela vidlice (viz. obr. 7.3 – zvýrazněno modře).



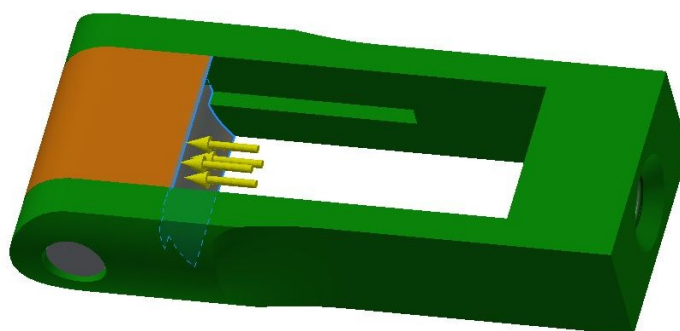
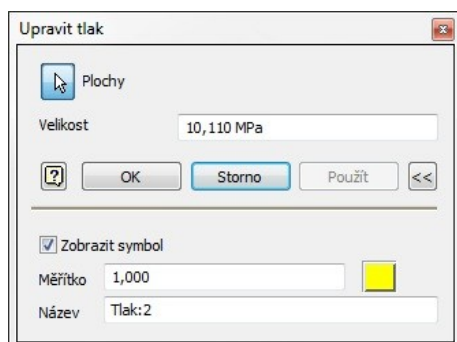
Obr. 7.3 Umístění vazby na vidlici

Pevná vazba

Zatížení:

Síla vyvozená výstředníkem je pomocí jednotlivých dílů upínacího mechanismu přeměněna na rovnoměrný tlak působící na plochu koncovky (viz. obr. 7.4). Tímto je docílena vyšší přesnost analýzy. Zatížení je dále přenášeno na spojovací kolík.

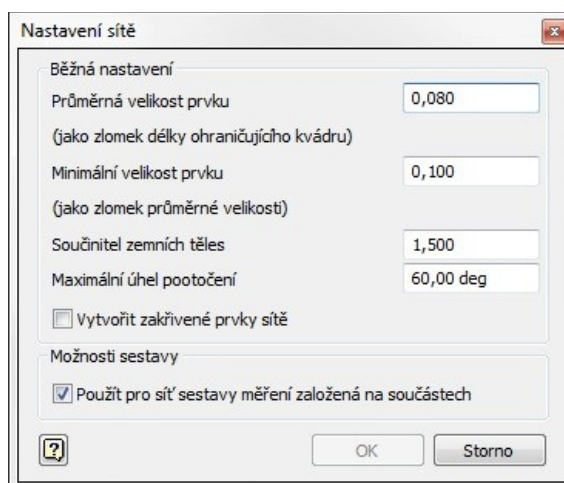
Pozn.: Působící tlak je vypočten dle známého vzorce $p = \frac{F_{ot}}{S}$, přičemž $F_{ot} = 793,8 \text{ N}$, $S = 78,5 \text{ mm}^2$.



Obr. 7.4 Znázornění zatížení tlakem na plochu koncovky

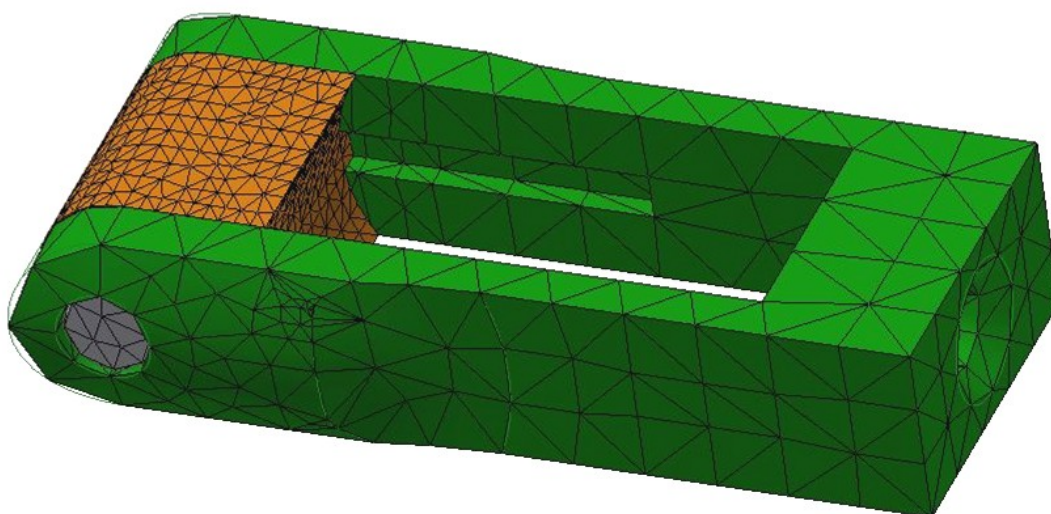
Sít:

Generování sítě, je jednou ze základních předpokladů pro dosažení správných výsledků. Pro tvorbu sítě jsem zadal vstupní parametry (viz. obr. 7.5)



Obr. 7.5 Nastavení sítě

Vygenerovaná síť (viz. obr. 7.6) má 19 454 uzlů a 11 927 prvků.



Obr. 7.6 Vykreslení sítě

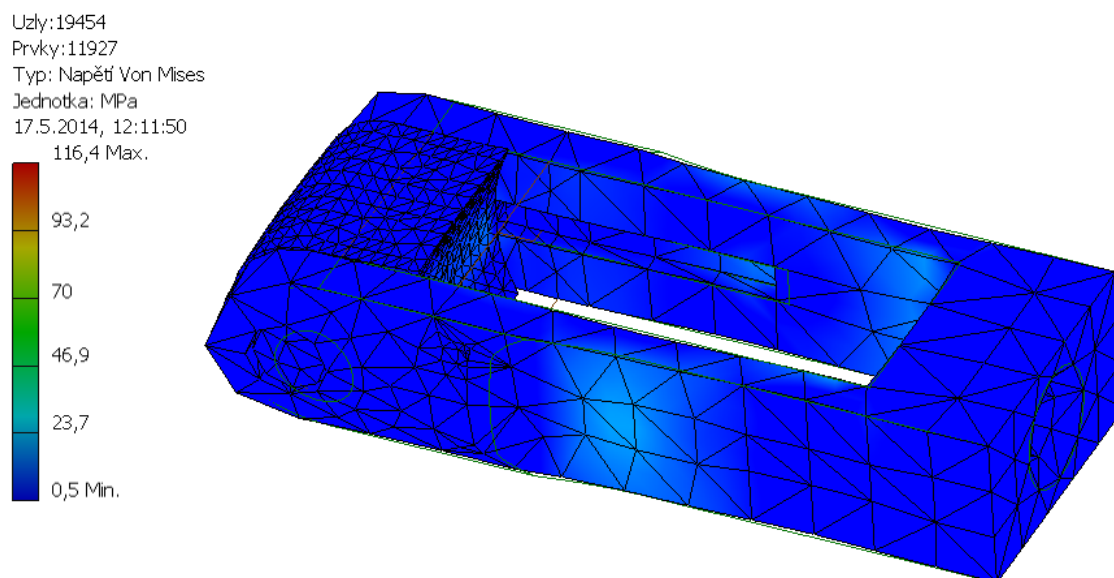
Dotyky:

Vázaný - Pro spojení vidlice s koncovkou je použit nalisovaný kolík. Dotyky mezi kolíkem a vidlicí, resp. koncovkou jsou vázané, které simulují pevné vazby.

Posouvání bez oddělení - U všech dotykových ploch mezi vidlicí a koncovkou je použit typ dotyku posouvání bez oddělení, který umožňuje relativní posouvání mezi dotykovými plochami, ale zakazuje oddělení těchto ploch.

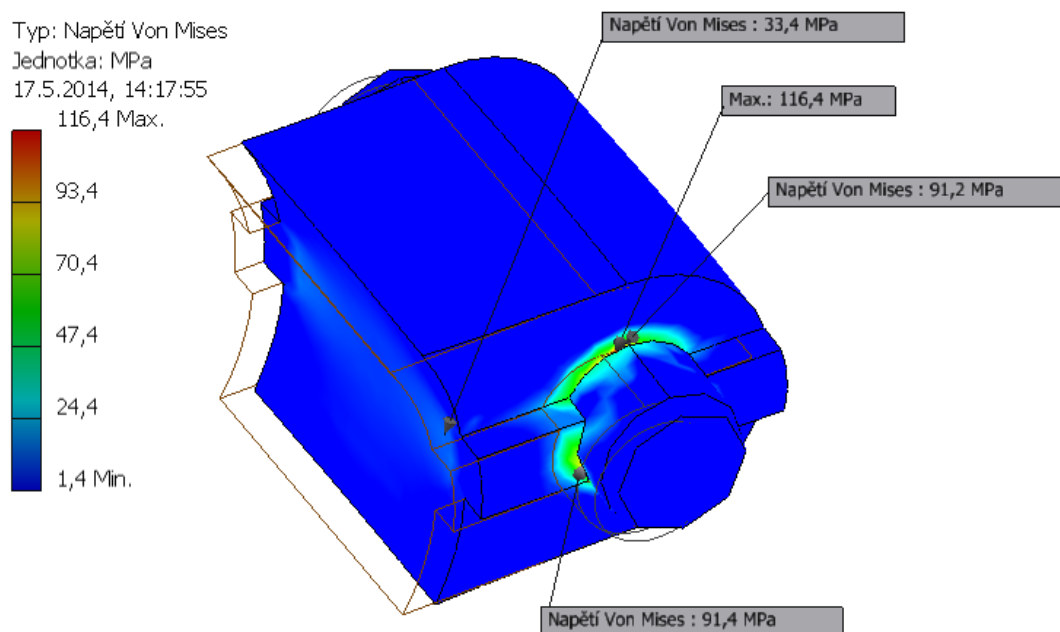
Výsledky:

Na obrázku 7.7 jsou znázorněny řešené součástky po provedení pevnostní analýzy. Největší působící napětí o velikosti 116,4 MPa se nachází na koncovce, na hraně, která se dotýká s kolíkem (viz obr. 7.8). Jedná se o bodové napětí, které je možné zanedbat.



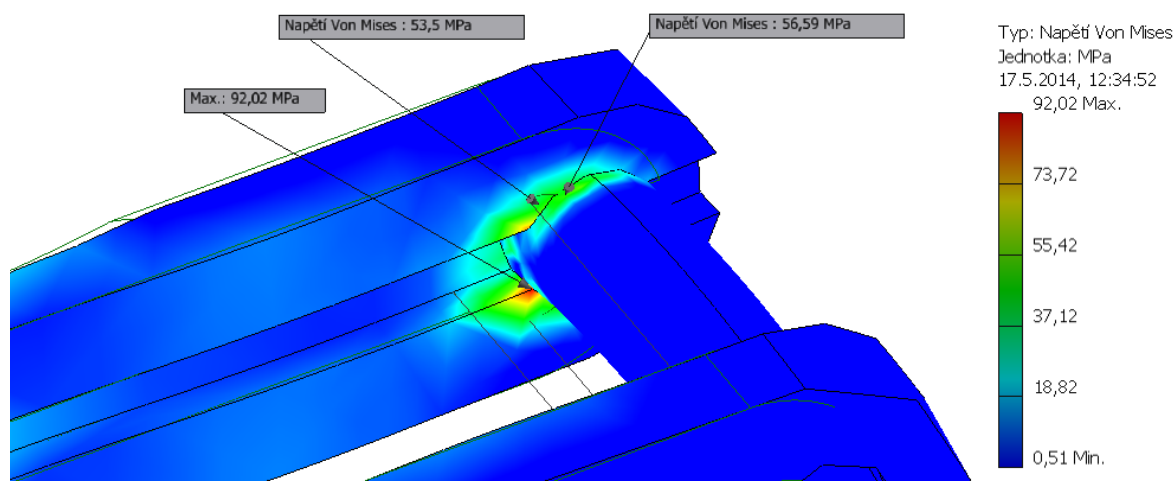
Obr. 7.7 Součásti po analýze MKP

Další největší napětí se pohybují kolem 90 MPa a nachází se v místech dotyku koncovky s kolíkem. Místo, které dále ještě stojí za zmínku, je středová část styčné plochy s pouzdem. Objevují se zde napětí přibližně 30 MPa.



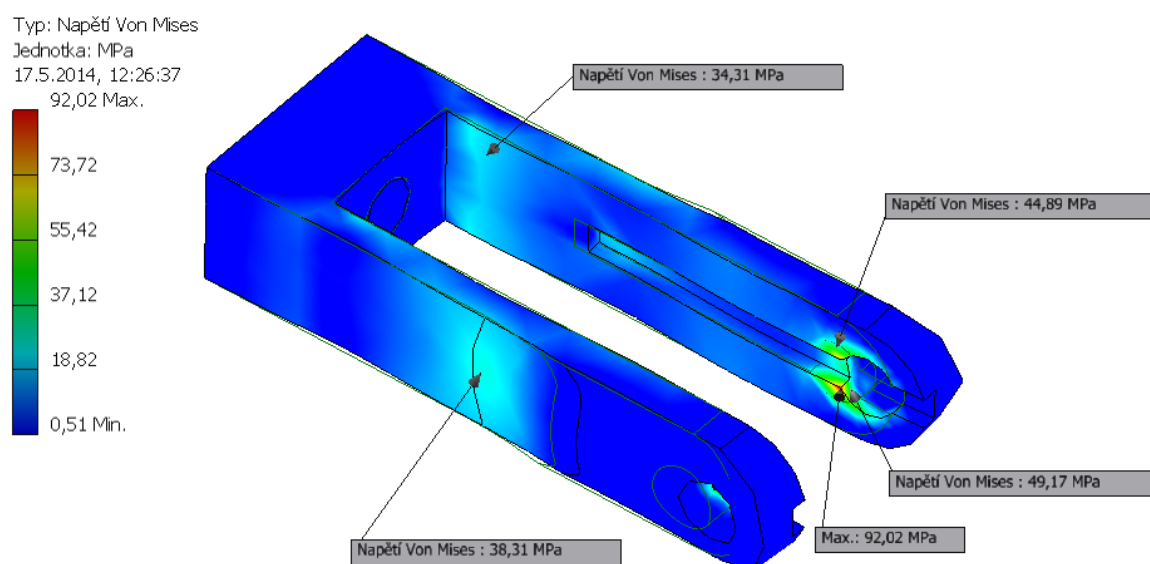
Obr. 7.8 Působící napětí ve styku kolíku s koncovou

Pokud analyzujeme uložení kolíku ve vidlici, působí největší napětí o hodnotě 92,02 MPa na hraně drážky (viz obr. 7.9). Prakticky použitelné napětí, které působí na dotkových hranách vidlice s kolíkem, dosahuje hodnot přibližně 55 MPa, což představuje přibližně 40% snížení oproti působícímu napětí v koncovce.



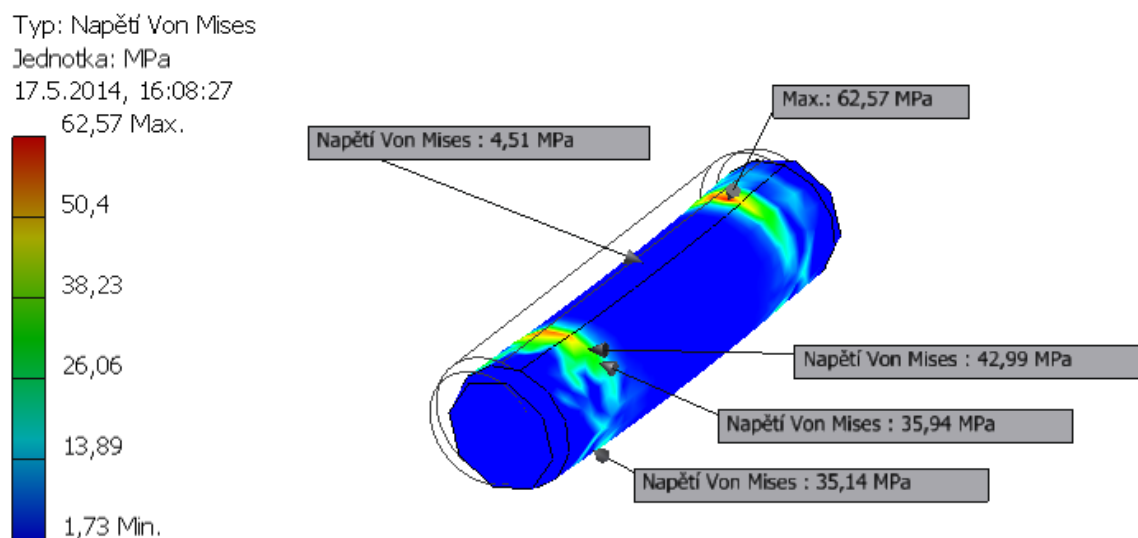
Obr. 7.9 Detail uložení kolíku ve vidlici

Nejvíce namáhaná místa jsou v otvoru. (viz obr. 7.10). Analýza však ukázala, že k dalším více namáhaným místům patří také oblasti přechodu užší části ramen do rozšířené částí ramen vidlice. Podobných hodnot napětí je dosaženo také v místě přechodu ramene do spodní části vidlice.



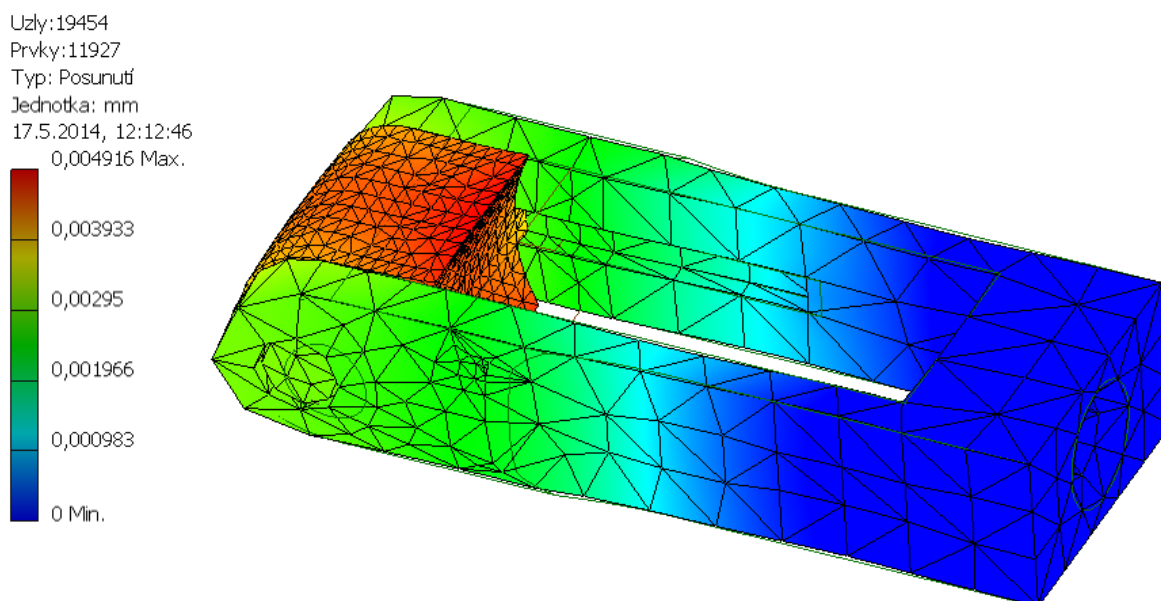
Obr. 7.10 Působící napětí na vidlici

MKP analýzou bylo zjištěno, že hodnoty napětí v dotykových plochách kolíku dosahují přibližně hodnot 40 MPa. Jedná se o hodnoty mírně nižší než u vidlice a více než poloviční než u koncovky. Nejvyšší působící napětí se nachází v koncovce. Při srovnání napětí určených pomocí MKP analýzy a napětí vypočtených analyticky se získané hodnoty liší jen minimálně.



Obr. 7.11 Napětí působící na dotykových plochách kolíku

Působením sil při upínání se řešený uzel deformuje jen minimálně (největší deformace v řádech tisícín milimetru), což je i při malých rozměrech součástí hodnota zanedbatelná.



Obr. 7.8 Deformace působící na řešený spoj

ZÁVĚR

Úkolem mé bakalářské práce bylo navrhnout přípravek sloužící k prostorové repozici zlomených částí kostí při operaci patní kosti. V případě vzniku komplikované zlomeniny patní kosti dochází ke zborcení anatomického postavení úlomku kosti. Při operačním výkonu je nutné zajistit správné postavení úlomků.

Na základě poznatků z oblasti léčby zlomenin patních kostí a poznatků o současně používaných přípravcích pro repozici jsem postupně navrhl 7 variant konstrukčního řešení přípravku s uvedenými výhodami a nevýhodami, s dodržením požadavků na práci operatérů i na zdravotnické potřeby pro opakované použití. Jednotlivé varianty jsem konzultoval s odborníky z oblasti lékařství, odborníky z firmy Medin a.s. zabývající se výrobou medicínských pomůcek a také s akademickými pracovníky z VŠB-TU Ostrava. Některé varianty se ukázaly pro praxi z různých důvodů nevhodné. U varianty přípravku, který nejvíce splňoval zadané požadavky, jsem popsal montáž a princip fungování jednotlivých komponent nezbytných pro sestavení přípravku a provedl pevnostní výpočty důležitých konstrukčních uzlů a pomocí metody konečných prvků jsem určil místa s největším napětím a deformacemi v programu Autodesk Inventor 2014. Původní předpoklad, že největší napětí bude působit v kolíku, se ukázal jako nesprávný. MKP analýza ukázala, že největší napětí působí na hranách koncovky zajištěné kolíkem ve vidlici. Veškerá působící napětí jsou vůči mezi kluzu malá a dosahují tedy vysoké bezpečnosti. Deformace analyzovaných komponent jsou zanedbatelné.

Navržený přípravek splňuje zadané požadavky, tzn., umožňuje distrakci i kompresi mezi vetknutými šrouby a prostorové natáčení pro dosažení správné repozice. Konstrukce odpovídá požadavkům na zdravotnické potřeby pro opakované použití. Pro konstrukci byl použit materiál 1.4021, který umožňuje mytí, desinfekci i sterilizaci. Přípravek je použitelný pro standardní kostní šrouby pro fixaci průměru 4, 5 nebo 6 mm s podmínkou použití výměnných pouzder různých vnitřních průměrů. Poloha je úhlově přestavitelná s možností fixace po dobu zavedení fixačních implantátů. Neobsahuje žádné ostré hrany, které by mohly zranit pacienta či operační tým.

Navržený přípravek přináší nový pohled na repozici částí úlomků patní kosti. Oproti běžně používaným distraktorům je navržená konstrukce výhodná z hlediska její tuhosti, rychlému upnutí Schanzových šroubů, úhlovému nastavení mezi těmito šrouby a tělem distraktoru a také přesného vedení pohyblivých ramen. Určitou nevýhodou je pouze složitější konstrukce.

Tato bakalářská práce byla zpracována v rámci projektu *TA03010804 - Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky*.

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Oldřichu Učňovi, Ph.D. z katedry Výrobních strojů a konstruování VŠB-TU Ostrava za odborné rady, podněty k řešení práce a poznámky, které mi poskytoval v průběhu vypracovávání mé bakalářské práce. Zvláštní poděkování patří pánům Ing. Tomáši Kubínovi, Ph.D. a Ing. Tomáši Haplovi z katedry Výrobních strojů a konstruování VŠB-TU Ostrava za pomoc při vypracování této práce. Děkuji také panu Bc. Martinu Müllerovi z firmy Medin a.s. za podmětné připomínky, které mě přiměly hledat nová a vhodnější řešení. Dále bych rád poděkoval všem zúčastněným na projektu *TA03010804 - Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky*, se kterými jsem konzultoval postup mé práce.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] STEHLÍK Jiří; ŠTULÍK Jan et al. *Zlomeniny patní kosti*. 1. vyd., Galén, 2004. 114 s. ISBN 80-7262-328-1
- [2] DYLEVSKÝ Ivan. *Funkční anatomie*. Grada Publishig a.s., 2009. 544 s., ISBN 978-80-247-3240-4
- [3] FLEISCHMANN, Jaroslav; LINC Rudolf. *Anatomie člověka I.*; 2.upr. vyd.; 4. nezm. vyd. Praha: SPN, 1981 273 s.
- [4] HRUŠÁK, Daniel; Dluhoš, Luděk. Alveolární distrakce českým univerzálním distraktorem. *StomaTeam*, 2004, roč. 4, č. 2, s. 4-5. ISSN 1214-147X.
- [5] MRÁZEK, M. *Biomechanická studie fixátoru aplikovaných na tibii*: dizertační práce. Brno: VUT Fakulta strojního inženýrství, 2013. 107 s.
- [6] BAIDYA, K. P.; RAMAKRISHNA, S.; RAHMAN M.; RITCHIE A. *Advanced textile composite ring for Ilizarov external fixator system* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine 2001. 215 s.
- [7] LEINVEBER, Jan; VÁVRA, Pavel. *Strojnické tabulky*. Úvaly: ALBRA. 2003. 872 s. ISBN 80-86490-74-2
- [8] DEJL, Zdeněk. *Konstrukce strojů a zařízení I: spojovací části strojů*. Ostrava: Montanex. 2000. 236 s. ISBN 80-7225-018-3
- [9] KALÁB, Květoslav. *Části a mechanismy strojů pro bakaláře: části spojovací*. 1. vydání dotisk. Ostrava: Ediční středisko VŠB-TU Ostrava. 2008. 90 s. ISBN 978-80-248-1290-8
- [10] NĚMČEK M.: *Řešené příklady z částí a mechanismů strojů. Spoje*. Skriptum VŠB-TU, Ostrava, Ostrava 2002, ISBN 80-248-0050-0
- [11] *Velký lékařský slovník*
Dostupné z: <<http://lekarske.slovniky.cz>> [cit. 2014-05-06]
- [12] *Základy sportovní kineziologie, Fakulta sportovních studií*
Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/zakladni_slozky.html> [cit. 2014-05-05]
- [13] *Flashcards - Regional Anatomy: Foot*
Dostupné z:
<<http://classconnection.s3.amazonaws.com/720/flashcards/1137720/jpg/6931352382568474.jpg>> [cit. 2014-04-13]

- [14] *Zlomeniny patní kosti, ortopedie-traumatologie.cz*
Dostupné z: <<http://www.ortopedie-traumatologie.cz/Zlomeniny-patni-kosti>>
[cit. 2014-04-13]
- [15] *Symptomatologie a ošetřování zlomenin patní kosti*
Dostupné z: <<http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/symptomatologie-a-oseetrovani-zlomenin-patni-kosti-449670>> [cit. 2014-04-13]
- [16] *Výhody osteosyntézy patní kosti hřebem C-NAIL, Medin*
Dostupné z: <<http://www.c-nail.eu/vyhody>> [cit. 2014-04-13]
- [17] *Calcaneal fractures classification*
Dostupné z:
<<http://www.footherbook.com/trauma/calcanealFx/calcanealFxClassn.htm>>
[cit. 2014-04-13]
- [18] *Calcaneus - Diagnosis/Decision*
Dostupné z:
<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARydDRwN3QwMDA08zTzdvvxBjIwN_I_2CbEdFADiM_QM!/?segment=Calcaneus&bone=Foot&classification=82-Body%20fractures&showPage=indication&treatment=Operative&selectAllowed=false&method=Simple%20undisplaced%20fractures&contentUrl=srg/82/01-Diagnosis/06-Diag-Calcaneus_Nonop.jsp> [cit. 2014-04-13]
- [19] *Fractures of the Calcaneus*
Dostupné z:
<<http://www.msdlatinamerica.com/ebooks/RockwoodGreensFracturesinAdults/sid1471194.html>> [cit. 2014-04-13]
- [20] *www.josr-online.com - Figure*
Dostupné z: <<http://www.josr-online.com/content/6/1/2/figure/F1?highres=y>>
[cit. 2014-04-13]
- [21] *Zevní fixace v traumatologii - ZDN*
Dostupné z: <<http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/zevni-fixace-v-traumatologii-139343>> [cit. 2014-04-13]
- [22] *Implantát C-NAIL*
Dostupné z: <<http://www.c-nail.eu/implantat/>> [cit. 2014-05-06]

- [23] *Operační technika C-NAIL*
Dostupné z: <<http://www.medin.cz/upload/operacni-postupy/op018cs-r00-c-nail.pdf>>
[cit. 2014-04-13]
- [24] *FH Orthopedics - Calcanail*
Dostupné z: <<http://www.fhorthopedics.fr/calcanail,19323,fr.html>> [cit. 2014-04-13]
- [25] *FH Orthopedics - Hindfoot screws be POD*
Dostupné z: <<http://www.fhorthopedics.com/hindfoot-screw-bepod.html>>
[cit. 2014-04-13]
- [26] *CalcLock Extreme - OrthoHelix.com*
Dostupné z: <<http://www.orthohelix.com/products/calclock-extreme>>
[cit. 2014-04-08]
- [27] *OrthoHelix: CalcLock*
Dostupné z: <<http://footandanklefixation.com/product/orthohelix-calclock>>
[cit. 2014-04-13]
- [28] *MedCure - Blog - Research and Education: Joint Implant & Devices*
Dostupné z: <<http://medcure.org/spotlight-on-research-and-education-joint-implant-devices>> [cit. 2014-04-06]
- [29] *Orthofix International - CALCANEAL MINIFIXATOR*
Dostupné z:
<<http://intl.orthofix.com/index.php/site/product/orthopedics/TibiaFootAnkle/FOOT/CalcanealFixator>> [cit. 2014-04-10]
- [30] *Calcaneal Fixator*
Dostupné z: <<http://www.orthofix.com/products/calcaneal.asp>> [cit. 2014-04-13]
- [31] *Orthofix International - MINIRAIL SYSTEM*
Dostupné z:
<<http://intl.orthofix.com/index.php/site/product/orthopedics/TibiaFootAnkle/FOOT/Minirail>> [cit. 2014-04-13]
- [32] *Orthofix International - PENNIG MINIFIXATOR*
Dostupné z:
<<http://intl.orthofix.com/index.php/site/product/orthopedics/TibiaFootAnkle/FOOT/pennigMiniFixator>> [cit. 2014-04-19]

[33] *AO Surgery Reference*

Dostupné z:

<[https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgerymobile?contentUrl=/srg/82/05-RedFix/10-Calcaneus-Prim-Fus/10-](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgerymobile?contentUrl=/srg/82/05-RedFix/10-Calcaneus-Prim-Fus/10-Calcaneus_ComminFract_3.jsp&soloState=precomp&title=&Language=en&bone=Foot&segment=Calcaneus)

[Calcaneus_ComminFract_3.jsp&soloState=precomp&title=&Language=en&bone=Foot&segment=Calcaneus](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgerymobile?contentUrl=/srg/82/05-RedFix/10-Calcaneus-Prim-Fus/10-Calcaneus_ComminFract_3.jsp&soloState=precomp&title=&Language=en&bone=Foot&segment=Calcaneus)> [cit. 2014-04-17]

[34] *Calcaneal Lateral Column Spreader*

Dostupné z:

<<http://www.innomed.net/PDFsInnomed/InnoLateralColumnSpreader.pdf>>

[cit. 2014-04-26]

[35] *Calcaneal Spreaders*

Dostupné z: <<http://www.innomed.net/PDFsInnomed/InnoCalcanealSpreader.pdf>>

[cit. 2014-04-26]

[36] *Weinraub Joint and Calcaneal Spreader*

Dostupné z: < <http://www.innomed.net/PDFsInnomed/InnoWeinraubSpreader.pdf>>

[cit. 2014-04-26]

[37] *Mitkovic School*

Dostupné z: < http://www.mitkovic.org/forum/view_thread.php?PID=13&lang=2>

[cit. 2014-05-04]

[38] *Dew-stahl.com*

Dostupné z: < [http://www.dew-stahl.com/fileadmin/files/dew-](http://www.dew-stahl.com/fileadmin/files/dew-stahl.com/documents/Publikationen/Werkstoffdatenblaetter/RSH/1.4021_de.pdf)

[stahl.com/documents/Publikationen/Werkstoffdatenblaetter/RSH/1.4021_de.pdf](http://www.dew-stahl.com/fileadmin/files/dew-stahl.com/documents/Publikationen/Werkstoffdatenblaetter/RSH/1.4021_de.pdf)> [cit. 2014-05-07]

[39] *Vishal surgitech PVT. LTD.*

Dostupné z: < <http://vishalsurgitech.com/products/wire-pins-1>> [cit. 2014-05-07]

[40] *Titan a titanové slitiny, Bibus s.r.o*

Dostupné z: <http://new.bibus.cz/pdf/Special_Metals/Titan/katalog_titanu.pdf> [cit.

2014-05-09]

[41] ŽILKA, Luboš. *Návrh distraktoru*. Schéma vzniklo při konzultacích v rámci projektu

TA03010804 - Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky dne 19. dubna 2014; schéma je podkladem firmy Medin a.s. [cit. 2014-05-16]

SEZNAM PŘILOŽENÝCH VÝKRESŮ

BP-POV-01-01	SESTAVNÝ VÝKRES
BP-POV-01-02	TÁHLO
BP-POV-01-03	VIDLICE
BP-POV-01-04	POHYBLIVÁ UPÍNKA
BP-POV-01-05	PODLOŽKA
BP-POV-01-06	VÝSTŘEDNÍK
BP-POV-01-07	ČEP
BP-POV-01-08	TVAROVANÁ ZARÁŽKA
BP-POV-01-09	POUZDRO BEZ ČEPU
BP-POV-01-10	POUZDRO S ČEPU
BP-POV-01-11	KONCOVKA
BP-POV-01-12	VODÍCÍ TYČ KRÁTKÁ
BP-POV-01-13	VODÍCÍ TYČ DLOUHÁ
BP-POV-01-14	ZÁVITOVÁ TYČ KRÁTKÁ
BP-POV-01-15	ZÁVITOVÁ TYČ DLOUHÁ
BP-POV-01-16	SVORKA HORNÍ
BP-POV-01-17	SVORKA SPODNÍ
BP-POV-01-18	KLUZNÉ POUZDRO
BP-POV-01-19	RUKOJEŤ

OBSAH CD-ROMU

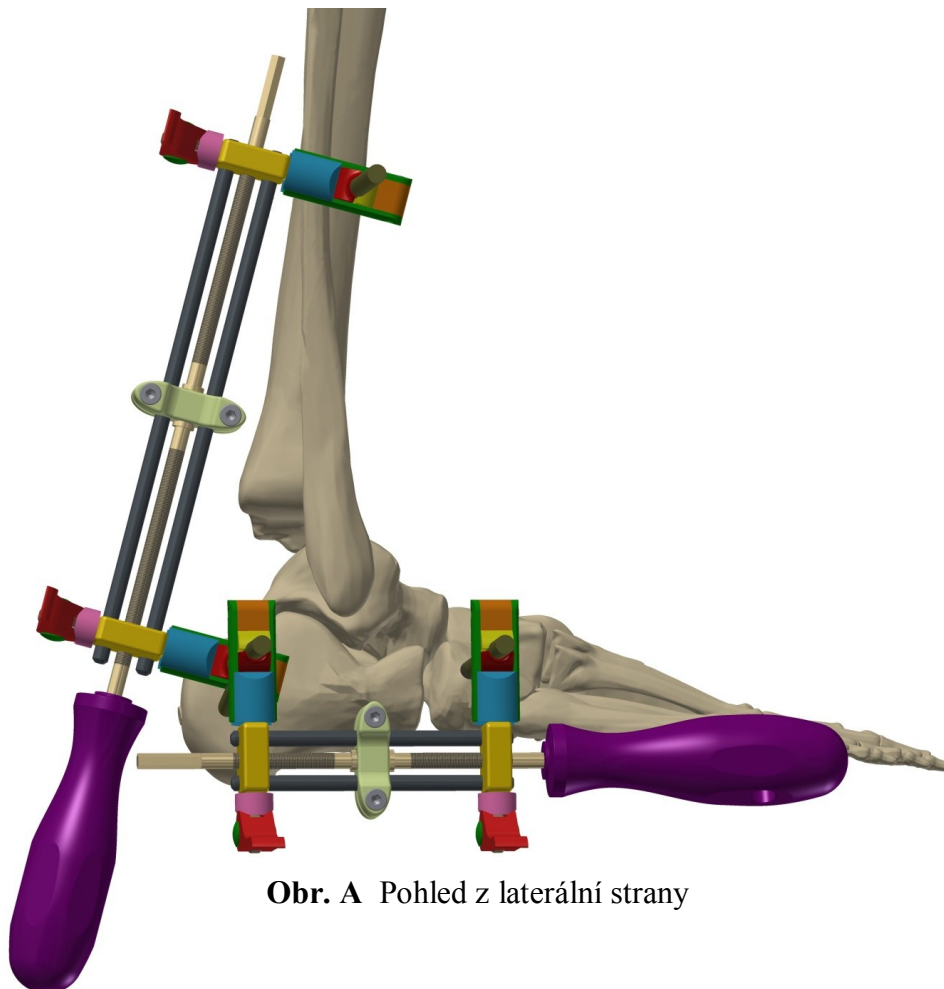
Bakalářská práce ve formátu *.pdf

Kompletní výkresová dokumentace ve formátu *.pdf

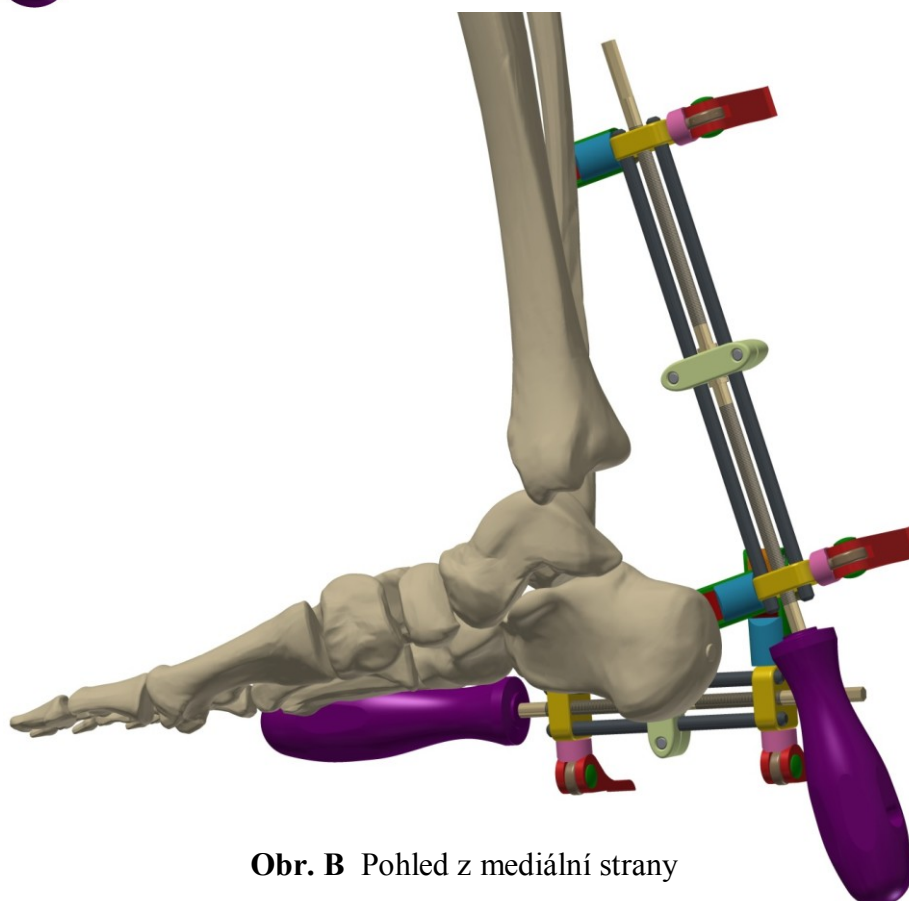
Poster bakalářské práce ve formátu *.pdf

3D Modely přípravku ve formátu *.stp

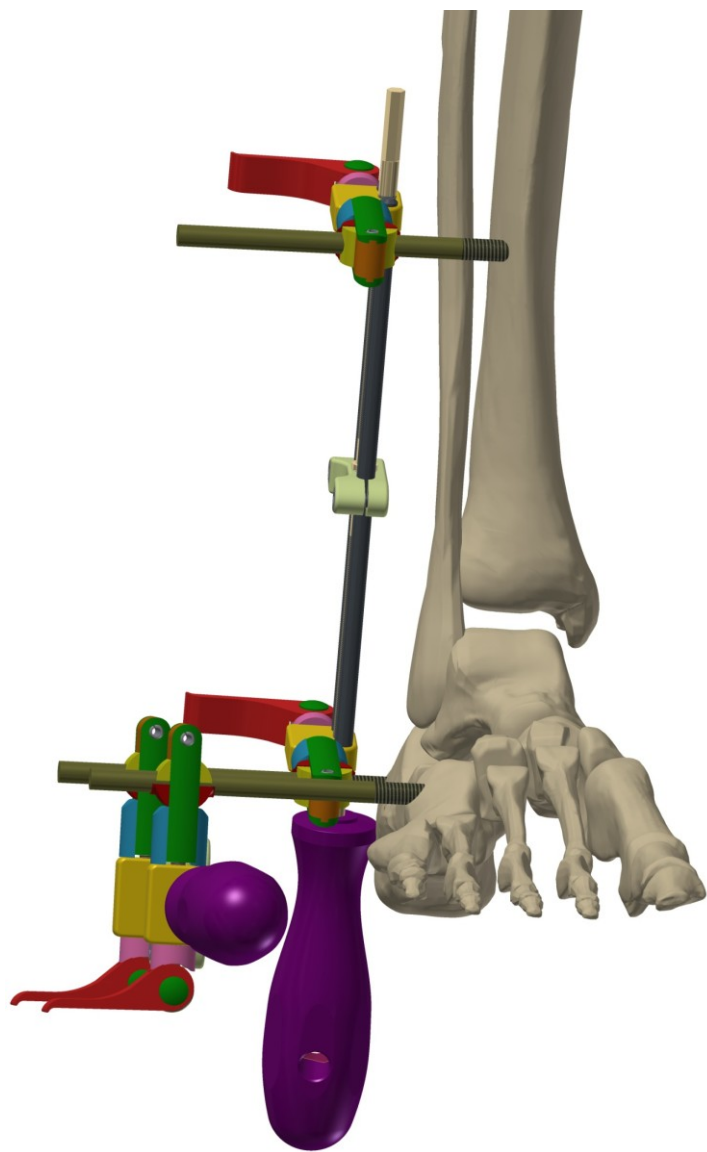
PŘÍLOHA Obrázky modelu dolní končetiny s připevněným přípravkem



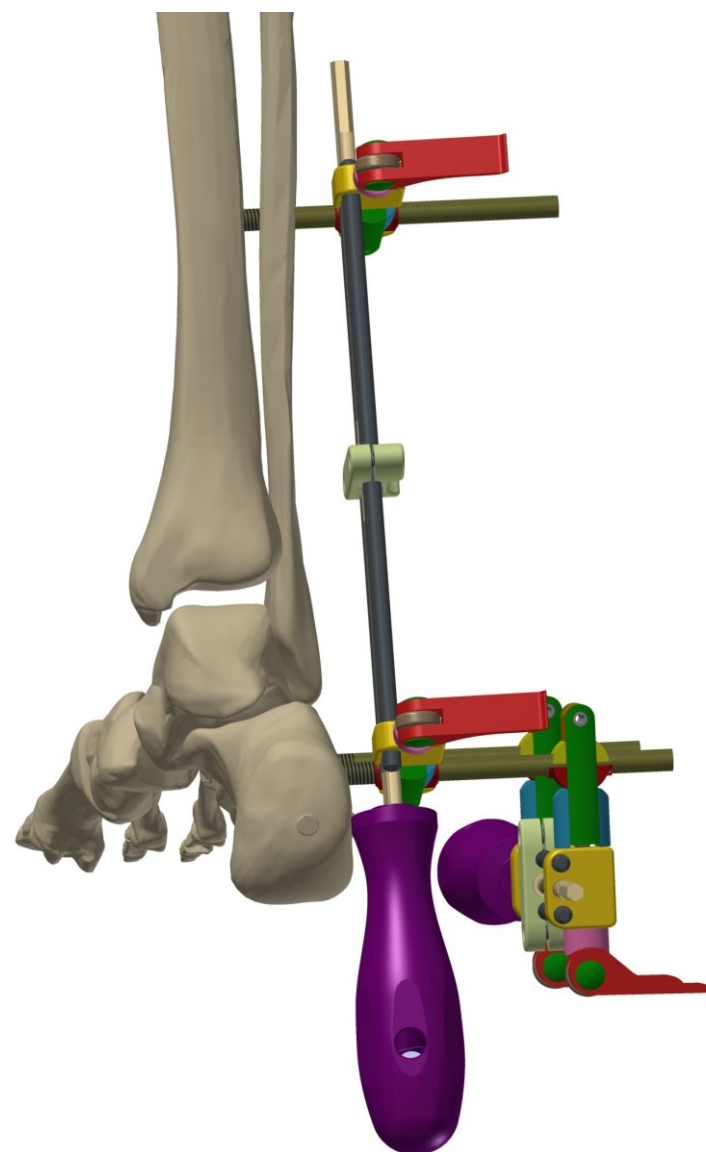
Obr. A Pohled z laterální strany



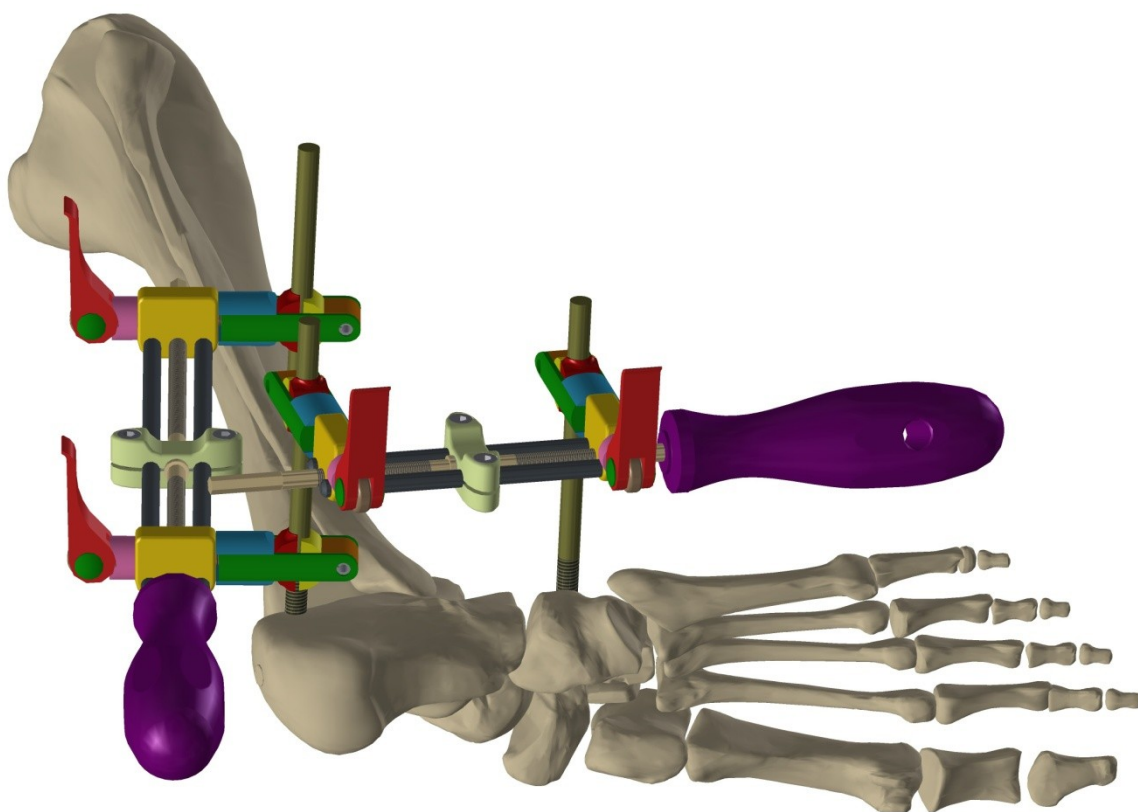
Obr. B Pohled z mediální strany



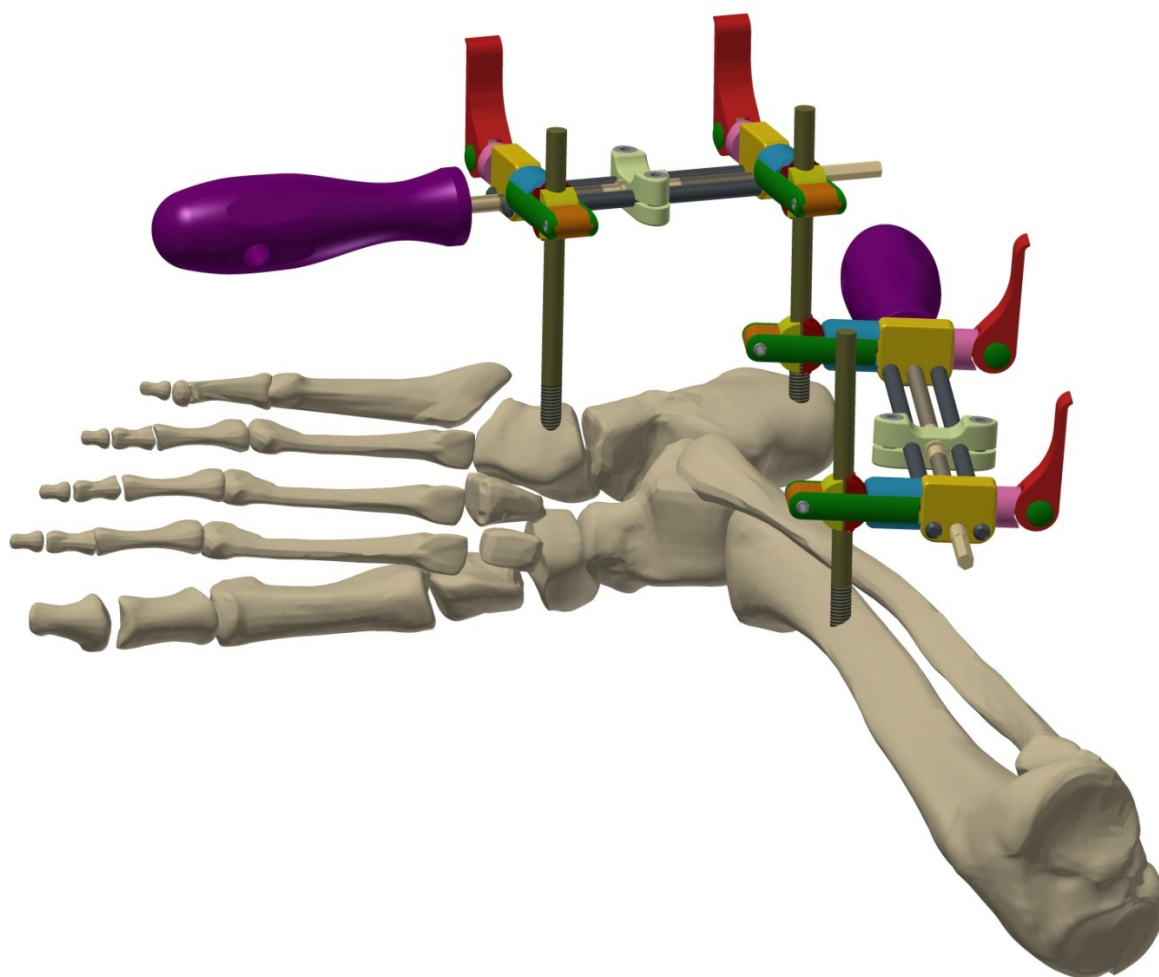
Obr. C Pohled z ventrální strany



Obr. D Pohled z dorzální strany



Obr. E Pohled ze spodní strany dolní končetiny



Obr. F Poloha končetiny pacienta s přípravkem při operaci